

Danuta Roman-Liu

Wybrane zagadnienia biomechaniki pracy



Wybrane zagadnienia biomechaniki pracy

Danuta Roman-Liu

Wybrane zagadnienia biomechaniki pracy

CIOP  **PIB**

Warszawa 2015

Monografia opracowana i wydana w ramach działalności statutowej finansowanej w latach 2014-2015 ze środków Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego.

Recenzenci

prof. dr hab. Andrzej Wit – Zakład Biomechaniki, Akademia Wychowania Fizycznego im. Józefa Piłsudskiego w Warszawie

prof. dr hab. inż. Marek Gzik – Wydział Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska

Autor

dr hab. inż. Danuta Roman-Liu, prof. nadzw. CIOP-PIB

– Centralny Instytut Ochrony Pracy – Państwowy Instytut Badawczy

Opracowanie graficzne

Anna Borkowska

Projekt okładki

Jolanta Maj

© Copyright by Centralny Instytut Ochrony Pracy – Państwowy Instytut Badawczy
Warszawa 2015

ISBN 978-83-7373-191-2



Centralny Instytut Ochrony Pracy – Państwowy Instytut Badawczy
ul. Czerniakowska 16, 00-701 Warszawa
tel. (22) 623 36 98, fax (22) 623 36 93, 623 36 95, www.ciop.pl

Najczęściej używane skróty	9
Wstęp	11
I. Aktywność ruchowa człowieka.....	15
I.1. Układy uczestniczące w ruchu człowieka.....	15
I.2. Układ sterowania	16
I.3. Układ zasilania	18
I.4. Układ ruchu	19
I.4.1. Kości i stawy	19
I.4.2. Mięśnie szkieletowe.....	21
I.5. Bibliografia.....	24
II. Skurcz mięśnia	25
II.1. Etapy skurczu mięśnia.....	25
II.2. Czynność elektryczna powiązana ze skurczem mięśnia	27
II.3. Charakterystyka włókien mięśniowych	29
II.4. Rekrutacja jednostek motorycznych i siła skurczu	32
II.5. Bibliografia.....	39
III. Dolegliwości mięśniowo-szkieletowe jako następstwo nadmiernego obciążenia... 43	43
III.1. Dolegliwości układu mięśniowo-szkieletowego	43
III.2. Czynniki rozwoju dolegliwości układu mięśniowo-szkieletowego.....	44
III.3. Model interakcji między czynnikami obciążenia zewnętrznego a zmianami w układzie mięśniowo-szkieletowym	47
III.4. Bibliografia	51
IV. Oddziaływanie czynników biomechanicznych	55
IV.1. Zmiana parametrów biomechanicznych jako funkcja czasu.....	55
IV.2. Parametry definiujące pozycję ciała.....	59

IV.2.1. Układ odniesienia do definiowania pozycji ciała	59
IV.2.2. Łańcuch biokinematyczny członów ciała człowieka.....	61
IV.3. Stanowisko pracy jako struktura przestrzenna uwzględniająca wymiary ciała populacji pracowników	66
IV.4. Pomiary położenia członów ciała	70
IV.5. Wywierana siła	73
IV.5.1. Aktywność siłowa – maksymalne możliwości i typ siły	73
IV.5.2. Maksymalne możliwości siłowe kończyn górnych.....	75
IV.5.3. Maksymalne możliwości siłowe kończyn dolnych.....	80
IV.5.4. Siły wywierane całym ciałem.....	82
IV.6. Bibliografia	85
 V. Sposoby monitorowania i redukcji obciążenia mięśniowo-szkieletowego	91
V.1. Ocena obciążenia mięśniowo-szkieletowego	91
V.2. Metody oceny obciążenia zewnętrznego.....	93
V.3. Metody oceny obciążenia wewnętrznego.....	94
V.4. Modele komputerowe.....	99
V.5. Redukcja ryzyka rozwoju MSDs uwarunkowana zapisami prawa polskiego i europejskiego.....	103
V.5.1. Dyrektywy Unii Europejskiej i powiązane z nimi rozporządzenia.....	103
V.5.2. Normy obejmujące zagadnienia ergonomii stanowisk pracy i oceny ryzyka rozwoju MSDs	108
V.6. Bibliografia.....	114
 VI. Elektromiografia	117
VI.1. Sygnały bioelektryczne	117
VI.2. Czynniki wpływające na charakterystykę sygnału EMG	119
VI.3. System detekcji sygnału EMG	120
VI.3.1. Elektrody powierzchniowe	120
VI.3.2. Obszar styku elektroda-skóra	126
VI.3.3. Wzmacniacz.....	128
VI.3.4. Konwersja sygnału analogowego	130
VI.4. Obróbka matematyczna sygnału EMG	131
VI.4.1. Parametry sygnału EMG	131
VI.4.2. Analiza czasowa	132
VI.4.3. Analiza częstotliwościowa.....	136
VI.4.4. Analiza czasowo-częstotliwościowa	141
VI.5. Wpływ różnych czynników na parametry sygnału EMG	145
VI.6. Bibliografia	151

VII. Wybrane metody oceny obciążenia zewnętrznego	157
VII.1. Dane wejściowe w metodach oceny obciążenia zewnętrznego.....	157
VII.1.1. Parametry opisujące pozycję ciała.....	158
VII.1.2. Parametry definiujące wywieraną siłę	174
VII.1.3. Charakter obciążenia	182
VII.2. Procedura i system oceny obciążenia mięśniowo-szkieletowego	184
VII.3. Zakresy zastosowania metod oceny obciążenia. Podsumowanie	196
VII.4. Bibliografia.....	200
 VIII. Zmęczenie mięśniowe	 205
VIII.1. Proces zmęczenia.....	205
VIII.2. Wskaźniki zmęczenia mięśniowego	208
VIII.2.1. Wartość siły maksymalnej.....	208
VIII.2.2. Maksymalny czas utrzymywania obciążenia	211
VIII.2.3. Wartości parametrów przemian biochemicznych	213
VIII.2.4. Wartość parametru: prędkość przewodzenia fali pobudzenia	214
VIII.2.5. Wartości parametrów charakteryzujących sygnał EMG	215
VIII.2.6. Wartości parametrów fizjologicznych	219
VIII.3. Bibliografia	221
 IX. Przykłady oceny obciążenia układu mięśniowo-szkieletowego różnymi metodami	 225
IX-1. Etapy oceny stanowisk pracy	225
IX-2. Ocena stanowisk pracy metodami oceny obciążenia zewnętrznego.....	226
IX-2.1. Stanowisko składania gniazdek elektrycznych	226
IX-2.2. Stanowisko ślusarza	242
IX-3. Ocena obciążenia metodami oceny obciążenia wewnętrznego.....	253
IX-3.1. Stanowisko operatora beli waty	253
IX-3.2. Stanowisko pracy z komputerem w systemie telepracy.....	258
IX-4. Podsumowanie oceny stanowisk pracy	261
IX-5. Bibliografia	263

Najczęściej używane skróty

3DSSPP	– ang. <i>Static Strenght Prediction Program</i>
A/D	– przetworzenie do postaci cyfrowej, czyli konwersja, ang. <i>analog-to-digital conversion</i>
ADP	– kwas adenozynodifosforanowy
AP	– potencjał czynnościowy, ang. <i>action potential</i>
ARV	– amplituda sygnału średnia, ang. <i>averaged value</i>
ATP	– kwas adenozynotrifosforowy
CMRR	– współczynnik dyskryminacji sygnałów synfazowych, ang. <i>common mode rejection ratio</i>
C	– pojemność
CT	– czas cyklu
CTD	– dolegliwości powstające na skutek kumulujących się obciążeń, ang. <i>cumulative trauma disorders</i>
CV	– prędkość przewodzenia pobudzenia, ang. <i>conduction velocity</i>
CWT	– transformacja falkowa ciągła, ang. <i>continuous wavelet transform</i>
D	– dawka
DFT	– dyskretna transformacja Fouriera, ang. <i>Fourier transform</i>
DWT	– transformacja falkowa dyskretna, ang. <i>discrete wavelet transform</i>
E	– ekspozycja, obciążenie jednostkowe
FF	– typ włókien mięśniowych – włókna nieodporne na zmęczenie, ang. <i>fast fatigable</i>
Fk	– siła kończyn górnych
FR	– typ włókien mięśniowych – włókna szybko męczliwe, ang. <i>fast fatigue resistant</i>
FT	– transformacja Fouriera, ang. <i>Fourier transform</i>
HAVAS	– zespół wibracyjny, ang. <i>hand-vibration syndrom</i>
IEMG	– zintegrowana amplituda sygnału, ang. <i>integrated IMG</i>
IMNF	– częstotliwość średnia transformaty falkowej, ang. <i>instantaneous mean frequency</i>

ISEK	– Międzynarodowe Towarzystwo Elektrofizjologii i Kinezylogii, ang. <i>The International Society of Electromyography and Kinesiology</i>
IZ	– obszar strefy unerwienia, ang. <i>innervation zone</i>
MF	– częstotliwość medialna, ang. <i>median frequency</i>
MHT	– maksymalny czas utrzymania, ang. <i>maximum holding time</i>
MPF	– częstotliwość średnia, ang. <i>mean power frequency</i>
MSDs	– dolegliwości układu mięśniowo-szkieletowego, ang. <i>musculoskeletal disorders</i>
MU	– jednostka motoryczna, ang. <i>motor unit</i>
MUAP	– potencjał czynnościowy, ang. <i>motor unit action potential</i>
MVC	– maksymalna wartość siły, ang. <i>maximum voluntary contraction</i>
PSD	– gęstość widmowa mocy, ang. <i>power spectral density</i>
RF	– siła względna, ang. <i>relative force</i>
RMS	– wartość średnia kwadratowa, ang. <i>root mean square</i>
RSI	– urazy i dolegliwości spowodowane występowaniem powtarzających się obciążeń, ang. <i>repetitive strain injury</i>
RTI	– wskaźnik pracy powtarzalnej
S	– włókna mięśniowe wolne, ang. <i>slow</i>
SENIAM	– powierzchniowa nieinwazyjna ocena mięśni, ang. <i>surface electromyography for the non-invasive assessment of muscles</i>
STFT	– krótkookresowa transformacja Fouriera, ang. <i>short-time Fourier transform</i>
VAR	– wariancja, ang. <i>variance</i>
WMSDs	– dolegliwości układu mięśniowo-szkieletowego wynikające z wykonywanej pracy, ang. <i>work related musculoskeletal disorders</i>
ZC	– liczba przejść sygnału przez poziom zero, ang. <i>zero crossing</i>

Monografia ta jest podsumowaniem wieloletniego doświadczenia autorki w zakresie teorii i praktyki biomechaniki pracy. Nie jest to zatem przegląd wszystkich zagadnień, lecz dotyczy głównie problemów, które wiążą się z siłami działającymi na człowieka (pracownika) na współczesnym stanowisku pracy. Biomechanika pracy jest jednym z działów biomechaniki – interdyscyplinarnej nauki łączącej wiedzę z zakresu nauk biologicznych (głównie fizjologii i anatomii) i nauk ścisłych (głównie matematyki i mechaniki).

Zasadniczym przedmiotem biomechaniki jest badanie struktury ruchu organizmów żywych, w szczególności człowieka. Tematyka badań w tej dziedzinie obejmuje różnorodne obszary. Dlatego Międzynarodowe Towarzystwo Biomechaniki – ISB (International Society of Biomechanics) proponuje podział na: biomechanikę inżynierską zajmującą się modelowaniem układu ruchu i układami typu człowiek-maszyna; biomechanikę medyczną odnoszącą się do anatomii i fizjologii, mającą zastosowanie głównie w ortopedii; biomechanikę ogólną zajmującą się metodologią, strukturami funkcjonalnymi, sterowaniem układami biologicznymi i zbieraniem danych; biomechanikę sportu i ruchów podstawowych oraz biomechanikę pracy.

Przedmiotem biomechaniki pracy jest badanie przyczyn oraz skutków działania na pracownika sił zewnętrznych i wewnętrznych wynikających z procesu pracy. Dziedzina ta obejmuje badania struktury i funkcji układu mięśniowo-szkieletowego, traktowanego jako aparat wykonywania określonych czynności pracy. Poza antropometrią, fizjologią i psychologią, biomechanika pracy jest składową ergonomii.

Jednym z głównych celów biomechaniki pracy jest zrozumienie zależności między charakterystyką wykonywanych czynności pracy, wynikającym z tej pracy obciążeniem układu mięśniowo-szkieletowego a prawdopodobieństwem rozwoju dolegliwości bólowych układu ruchu. Dolegliwości bólowe, zwane także dolegliwościami mięśniowo-szkieletowymi, mogą być objawem negatywnych następstw wykonywania pracy wynikających z zaburzenia struktur organizmu, takich jak mięśnie i ścięgna, stawy, chrząstki, nerwy, kości oraz naczynia krwionośne. Przyczyny rozwoju tych zaburzeń tkwią w środowisku pracy i w innych obszarach

życia, lecz mogą mu także sprzyjać cechy indywidualne. Biomechanika pracy dąży do opisania występujących zależności w sposób ilościowy i określenia wymagań zapewniających takie obciążenie układu mięśniowo-szkieletowego podczas pracy, które sprzyja zachowaniu zdrowia.

Do zrozumienia i opisania mechanizmów prowadzących do pogorszenia lub poprawy stanu zdrowia w zakresie układu mięśniowo-szkieletowego konieczne jest nie tylko opisanie związku przyczynowego pomiędzy czynnikami środowiska pracy oraz życia a skutkami ich oddziaływania. Istotne są także kryteria, które rozgraniczają pozytywny i negatywny wpływ tych czynników. Dlatego tematem przewodnim monografii jest wskazywanie na zależności pomiędzy charakterystyką czynności wykonywanych na stanowisku pracy a obciążeniem układu mięśniowo-szkieletowego oraz ocena tego obciążenia z uwzględnieniem kryteriów odnoszących się do ryzyka rozwoju dolegliwości mięśniowo-szkieletowych.

Celem tej publikacji jest przedstawienie najnowszych osiągnięć w zakresie badań nad możliwościami psychofizycznymi człowieka oraz procedur służących do badania i oceny obciążenia i zmęczenia mięśniowego jako działań sprzyjających zapobieganiu rozwojowi dolegliwości mięśniowo-szkieletowych. W kolejnych rozdziałach przedstawiono zagadnienia z zakresu obciążenia czynnego i biernego układu ruchu oraz czynników zagrożenia nadmiernym obciążeniem. Zawarto także podstawową wiedzę dotyczącą układu mięśniowo-szkieletowego, konieczną do pełnego zrozumienia treści umieszczonych w monografii. Przedstawiono zagadnienia, które dotyczą zjawisk wewnętrznych, takich jak budowa mięśni, siły mięśniowe czy aktywność elektryczna mięśni, oraz zewnętrznych – opisywanych poprzez parametry ruchu i możliwości siłowe człowieka. Są to informacje wprowadzające, niezbędne do korzystania z metod oceny obciążenia mięśniowo-szkieletowego i zmęczenia pracownika.

W monografii zaprezentowano, wraz ze stosownymi przykładami, najpowszechniej stosowane metody oceny obciążenia mięśniowo-szkieletowego, które opierają się na wartościach parametrów opisujących pozycję ciała i siły wywierane podczas pracy. Przedstawiono także metody, w których oceny obciążenia dokonuje się z wykorzystaniem wartości wskaźników wyrażających reakcję organizmu na obciążenie spowodowane wykonywaną pracą. Metody takie są oparte na miernictwie parametrów fizjologicznych, takich jak czynność elektryczna mięśni, a także częstość skurczów serca czy ciśnienie krwi.

Szczególne znaczenie w ocenie obciążenia mięśniowo-szkieletowego ma elektromiografia, czyli pomiar czynności elektrycznej mięśni. Dlatego znaczącą część publikacji stanowi opis założeń, zakresu i sposobu zastosowania elektromiografii

jako współczesnego narzędzia oceny obciążenia i zmęczenia mięśniowego. W rozdziałach poświęconych tej metodyce przedstawiono najnowsze trendy w badaniach oraz możliwości zastosowania.

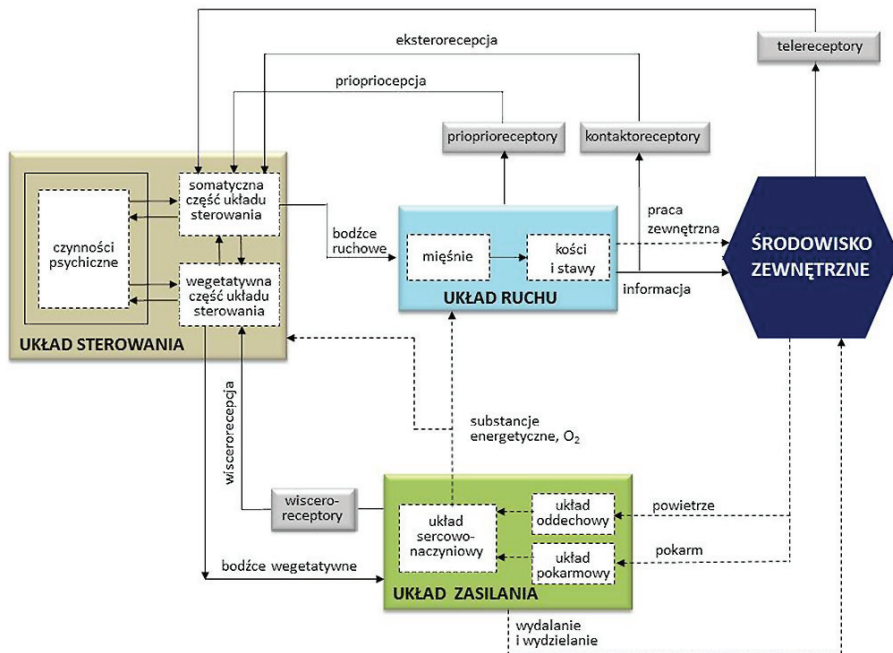
Publikacja jest przeznaczona dla osób, którym wiedza w obszarze biomechaniki pracy jest niezbędna do spełniania misji zawodowej, jaką jest dbałość o zdrowie pracowników, lecz także dla tych, którzy tę dziedzinę wiedzy darzą szczególnym zainteresowaniem. Monografia może służyć praktykom i teoretykom zajmującym się bezpieczeństwem pracy i ergonomią, w szczególności inżynierom bezpieczeństwa pracy. Może także być przydatna dla studentów, doktorantów i uczestników studiów podyplomowych i doszkalających. Zaprezentowane w tej publikacji reguły i zależności dotyczą populacji osób dorosłych w okresie aktywności zawodowej.

I. Aktywność ruchowa człowieka

I.1. Układy uczestniczące w ruchu człowieka

Jednym z głównych zadań biomechaniki pracy jest badanie układu ruchu człowieka. Ruch inicjowany jest percepcją otoczenia i motywacją do działania przełożoną na impulsy nerwowe. Zachodzące procesy biochemiczne zapewniają wystarczającą ilość substancji energetycznych umożliwiających ruch.

Procesy składające się na aktywność ruchową człowieka w uproszczonym ujęciu systemowym można opisać poprzez model ruchu przedstawiony przez Kędziora i Wita (2002), (rys. I-1).



Rys. I-1. Schemat blokowy głównych układów uczestniczących w ruchu człowieka (Kędzior i Wit, 2002)

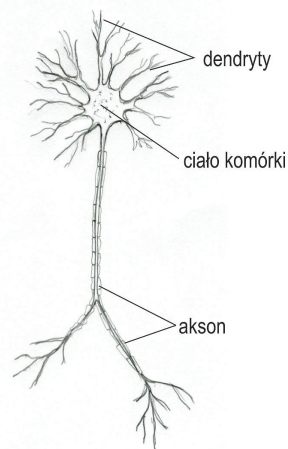
W modelu można przyjąć, że na ciało człowieka składają się trzy połączone ze sobą układy umożliwiające ruch i wywieranie sił, np. w środowisku pracy stanowiącym środowisko zewnętrzne.

Układy połączone są ze sobą poprzez przesyłanie informacji i bodźców oraz dostarczanie substancji energetycznych. Zgodnie z tym modelem za wykonywany ruch bezpośrednio odpowiada układ ruchu, który jest wspierany przez układ sterowania i układ zasilania.

Układ ruchu jest złożony z podukładów – szkieletowego i mięśniowego. Szkielet, który tworzą kości połączone w stawach, spełnia funkcję złożonego biologicznego mechanizmu (biomechanizmu) napędzanego biologicznymi silnikami, jakimi są mięśnie szkieletowe. W układzie sterowania wyodrębniono podukład czynności psychicznych, który kieruje takimi funkcjami, jak określenie celu, pamięć, emocje itp., oraz części somatyczną i wegetatywną. Do układu sterowania przekazywane są informacje od układu zasilania i układu ruchu. Układ zasilania jest układem pomocniczym, dostarczającym składników energetycznych. Układ ten pobiera pokarm i tlen ze środowiska, przetwarza je i rozprowadza jako substancje energetyczne i tlen w całym organizmie.

I.2. Układ sterowania

Układ sterowania jest odpowiednikiem (modelem) układu nerwowego z uwzględnieniem funkcji psychologicznych. Układ nerwowy jest zbudowany z komórek nerwowych (neuronów) przewodzących impulsy nerwowe oraz tkanki glejowej nieprzewodzącej sygnałów elektrycznych, lecz spełniającej w stosunku do neuronów funkcje pomocnicze (odżywcze, izolacyjne, podporowe). Zdolność do wytwarzania i przewodzenia pobudzeń nerwowych jest podstawową właściwością neuronów. Przekazywanie pobudzeń jest powiązane z budową neuronu, w którym wyróżnia się ciało komórki (soma) i dwa rodzaje wypustek: wypustkę długą (akson) i liczne wypustki krótkie (dendryty), (rys. I-2). Neurony łączą się między sobą poprzez dendryty. Akson ma wiele odgałęzień rozszerzających się na końcach i tworzących zakończenie, za pomocą którego łączy



Rys. I-2. Przykładowa komórka nerwowa (na podstawie Michajlika i Ramotowskiego, 2003)

się z komórką mięśniową (synapsa nerwowo-mięśniowa) i z którego uwalniane są związki chemiczne.

Układ nerwowy jest dzielony na ośrodkowy i obwodowy. Ośrodkowy układ nerwowy obejmuje mózgowie (mózg, pień mózgu i mózdzek) oraz rdzeń kręgowy i jest chroniony przez kości czaszki i kręgosłupa. Natomiast obwodowy układ nerwowy tworzą korzenie rdzeniowe i nerwy obwodowe wraz z narządami zmysłów. Obwodowy układ nerwowy zabezpiecza odbiór informacji oraz przewodzi pobudzenia z ośrodków nerwowych (rdzenia, mózgu) do narządów wykonawczych (narządów wewnętrznych, mięśni, gruczołów dokrewnych). Ośrodkowy układ nerwowy poddaje rejestracji i analizie pobudzania dopływające z układu obwodowego, gromadzi i przetwarza zebrane informacje oraz zapewnia prawidłową reakcję organizmu na te bodźce.

W modelu zaproponowanym przez Kędziora i Wita (2002) do układu sterowania przekazywane są informacje od receptorów czucia własnego mięśni, ścięgien i stawów (priopriorecepcja); informacja wzrokowa, słuchowa, powonienia, dotyku itp. o stanie środowiska zewnętrznego (eksterorecepcja); informacje od trzewi (wiscerorecepcja), np. ciśnienie krwi, stężenie dwutlenku węgla itp. Funkcje te są odpowiednikiem działania układu nerwowego dośrodkowego (aferentnego) spełniającego funkcje czuciowe i informacyjne. Odpowiednikiem funkcji układu nerwowego odśrodkowego (eferentnego) są drogi przekazywania informacji do układu ruchu i układu zasilania.

W układzie sterowania wyróżniono część wegetatywną i część somatyczną oraz bodźce ruchowe i bodźce wegetatywne prowadzące od układu sterowania do układu ruchu i układu zasilania, odpowiednio. Część układu, która steruje pracą narządów wewnętrznych, mięśni gładkich i gruczołów (składowe układu zasilania), jest nazywana układem nerwowym wegetatywnym (autonomicznym). Rolą układu nerwowego wegetatywnego jest sprawowanie kontroli nad przemianą materii oraz prawidłowym działaniem narządów wewnętrznych, zwłaszcza nad funkcjami układu sercowo-naczyniowego, oddechowego i pokarmowego, jest on również czynnościowo ściśle połączony z układem hormonalnym. Od części somatycznej układu nerwowego bezpośrednio zależy działanie układu ruchu. Układ nerwowy somatyczny poprzez to, że jest nastawiony na łączność ze światem zewnętrznym, z którego za pośrednictwem narządów zmysłów pobiera informacje oraz zarządza aparatem ruchowym, umożliwia poruszanie się w przestrzeni i reagowanie w sposób celowy na bodźce zewnętrzne.

I.3. Układ zasilania

Układ zasilania jest bardzo istotny dla wydolności organizmu, czyli jego zdolności do wykonywania wysiłków. Wydolność zależy od sprawności układu sercowo-naczyniowego w pompowaniu krwi bogatej w substancje odżywcze i tlen dostarczany do każdego miejsca w organizmie w ilościach niezbędnych do podejmowania efektywnej pracy mięśni. Na układ zasilania składają się: układ oddechowy, układ sercowo-naczyniowy i układ pokarmowy. Układy te są ze sobą ściśle powiązane.

Układ oddechowy jest odpowiedzialny za utrzymanie wymiany gazów między organizmem a środowiskiem. Składają się na niego drogi doprowadzające powietrze (nos, gardło, krtań, tchawica, oskrzela), płuca i narządy pomocnicze. Do wymiany gazowej dochodzi w pęcherzykach płucnych, które oplecione są siecią naczyń włosowatych. W ten sposób układ oddechowy jest połączony z układem sercowo-naczyniowym. W skład układu sercowo-naczyniowego wchodzi serce oraz naczynia krwionośne (tętnice, żyły, sieć naczyń włosowatych). Krew pełni funkcję transportową, przemieszczając się w krwioobiegu dużym i krwioobiegu małym połączonym z układem oddechowym. W krwioobiegu dużym odbywa się wymiana gazowa wewnętrzna. Krew bogata w tlen wypływa z lewej komory serca, następnie tętnicami i dalej tętniczkami przechodzi przez sieć naczyń włosowatych we wszystkich narządach ciała, gdzie tlen jest przenoszony z krwi do komórek. Krew pozbawiona tlenu, ale z produktem przemiany materii, jakim jest dwutlenek węgla, powraca żyłami i przechodzi do prawego przedsionka serca, po czym wpływa do jego prawej komory. Pozbawiona tlenu krew jest wypompowywana z prawej komory serca w krwioobieg małym, w którym następuje pozbywanie się dwutlenku węgla i przenoszenie tlenu z pęcherzyków płucnych do krwi. Krew bogata w tlen powraca do lewego przedsionka serca, a tam przez zastawkę wpływa do lewej komory serca.

Na przewód pokarmowy składają się: jama ustna, gardło, przełyk, żołądek, jelito cienkie, jelito grube oraz dwa wielkie gruczoły – wątroba i trzustka. Rolą układu pokarmowego jest pobieranie pokarmów i wody, trawienie oraz przyswajanie składników odżywczych niezbędnych do prawidłowego funkcjonowania organizmu. Jelito cienkie jest głównym miejscem wchłaniania produktów trawienia do naczyń krwionośnych i do naczyń limfatycznych. Produktami trawienia są aminokwasy, kwasy tłuszczowe i cukry proste (glukoza). Aminokwasy służą do syntezy białek, dostarczają energii lub przekształcają się w tłuszcz. Kwasy tłuszczowe rozpadają się, dając w efekcie energię. Glukoza dostarcza energii potrzebnej do przemiany

materii i funkcjonowania organizmu. Nadmiar glukozy jest odkładany w wątrobie i mięśniach (glikogen) lub zamieniany na tłuszcze.

Komórki mięśniowe wymagają energii, aby podtrzymywać swoje funkcje, odbudowywać struktury i wykonywać skurcze. Dzięki przetwarzaniu substancji chemicznych, wchłanianych z krwi i nagromadzonych w mięśniach, mogą one pracować bez przerwy przez wiele godzin. Energia wykorzystywana do skurczu włókien mięśniowych jest uzyskiwana w wyniku rozkładu kwasu adenozynotrifosforowego (ATP) na difosforan adenozyny (ADP) oraz fosfor (P): $ATP \rightarrow ADP + P + \text{energia}$. Prawidłowe funkcjonowanie mięśni wymaga odnowy rezerw ATP. Energia do resyn-tezy ATP uzyskiwana jest w procesach glikolizy, czyli stopniowego rozpadu glukozy. Gdy proces zachodzi w obecności dostarczanego przez krew tlenu, produktem jest kwas pirogronowy, gdy zachodzi przy braku dostępu tlenu, powstaje kwas mlekowy.

I.4. Układ ruchu

I.4.1. Kości i stawy

Układ ruchu umożliwia przyjmowanie pozycji ciała i wywieranie przez człowieka sił, np. powiązanych z procesem pracy. Podstawowym elementem układu ruchu, nazywanym często układem biernym, jest szkielet – zbudowany z tkanki kostnej, chrzęstnej i łącznej, które uzupełniając się tworzą ściśle powiązaną całość umożliwiającą spełnianie funkcji podporowej, konstrukcyjnej i ruchowej.

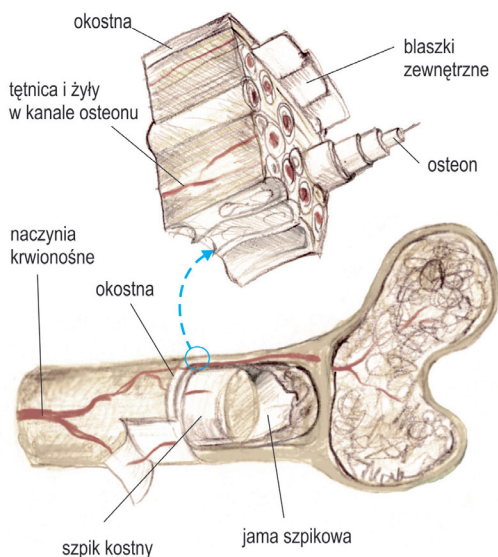
Struktury kostne są różnego kształtu – można wyróżnić: kości długie, kości płaskie, kości różnokształtne. Kość długa ma jeden z wymiarów (długość) zawsze większy od szerokości i grubości. Na powierzchni nasady kości długiej znajdują się powierzchnie stawowe, które tworzą miejsca przyczepu więzadeł i ścięgien. Przykładem takich kości są: kość ramienna, kości przedramienia, kości śródręcza, kość udowa. W kości płaskiej, np. w kościach czaszki, żebrach, mostku, łopatkach, najmniejszym wymiarem jest grubość. Kości różnokształtne to np. kości nadgarstka, kręgi, kości stopy.

Kości, tworząc szkielet, są ze sobą połączone w różny sposób. Może to być połączenie nieruchome, czyli kostne, lub połączenie mało ruchome – za pomocą tkanki chrzęstnej. W sposób ruchomy kości są połączone ze sobą poprzez stawy. Staw zapewnia przemieszczanie się kości względem siebie. Stabilizację ruchu w stawie zapewniają więzadła zbudowane z tkanki łącznej. Powierzchnie stawowe kości są

pokryte chrząstką, staw jest objęty błoniastą torebką stawową, a jamę stawową wypełnia maź stawowa.

Na tkankę kostną składają się substancja międzykomórkowa tworząca blaszki kostne oraz trzy rodzaje komórek kostnych: osteoblasty (komórki tworzące strukturę kostną, występujące w miejscach, gdzie odbywa się wzrost lub przebudowa tkanki kostnej), osteocyty (powstają wskutek mineralizacji osteoblastów i są ostateczną formą komórek dojrzałej kości) i osteoklasty (komórki resorbujące, które uczestniczą w procesie przebudowy i odbudowy tkanki kostnej). Chemicznie substancja kostna jest zbudowana w ok. 30% ze składników organicznych, dzięki czemu kość jest sprężysta, oraz w ok. 70% ze składników nieorganicznych, czyli soli wapnia i fosforu, dzięki którym kość jest twarda.

Kości pokryte są okostną, czyli błoną włóknistą ściśle przylegającą do ich zewnętrznej powierzchni, zawierającą naczynia krwionośne, limfatyczne i nerwy. Funkcją okostnej jest odżywianie i reakcja na bodźce. Z zewnątrz kości są zbudowane ze zbitej tkanki kostnej, a od wewnątrz z tkanki gąbczastej. Podstawową jednostką architektoniczną kości zbitej są osteony (rys. I-3). Na osteon składa się centralnie położony kanał osteonu, w którym znajdują się naczynia krwionośne i nerwy oraz koncentrycznie ułożone wokół niego blaszki mające kształt cylindrów wsuniętych jeden w drugi. We wnętrzu kości znajduje się jama szpikowa.



Rys. I-3. Ogólna budowa kości
(na podstawie Thibodeau'a i Pattona, 1993)

Tkanka chrzęstna jest rodzajem tkanki łącznej. Jest tkanką sztywną i jednocześnie elastyczną, zbudowaną z substancji międzykomórkowej i komórek chrzęstnych (chondrocytów). Substancja międzykomórkowa tkanki chrzęstnej składa się z bezpostaciowej substancji podstawowej oraz włókien kolagenowych. W porównaniu z tkanką kostną substancja międzykomórkowa chrząstki jest słabiej zmineralizowana

i nie zawiera naczyń limfatycznych ani naczyń krwionośnych. Tkanka chrzęstna jest pokryta dobrze unaczynioną tkanką łączną włóknistą, zwaną ochrzęstną. Odżywianie tkanki chrzęstnej zachodzi na drodze dyfuzji z naczyń ochrzęstnej lub płynu stawowego.

W budowie układu kostno-stawowego ważną rolę odgrywa także tkanka łączna będąca budulcem więzadeł i ścięgien. Więzadła tworzą pasma tkanki łącznej zbitej, której włókna kolagenowe łączą ze sobą kości. Rolą więzadeł jest wzmacnianie ruchomych połączeń między kośćmi oraz stabilizowanie układu szkieletowego. Więzadła zmieniają kształt pod wpływem działającej na nie siły. Jednakże po ustąpieniu siły powracają do pierwotnego kształtu.

I.4.2. Mięśnie szkieletowe

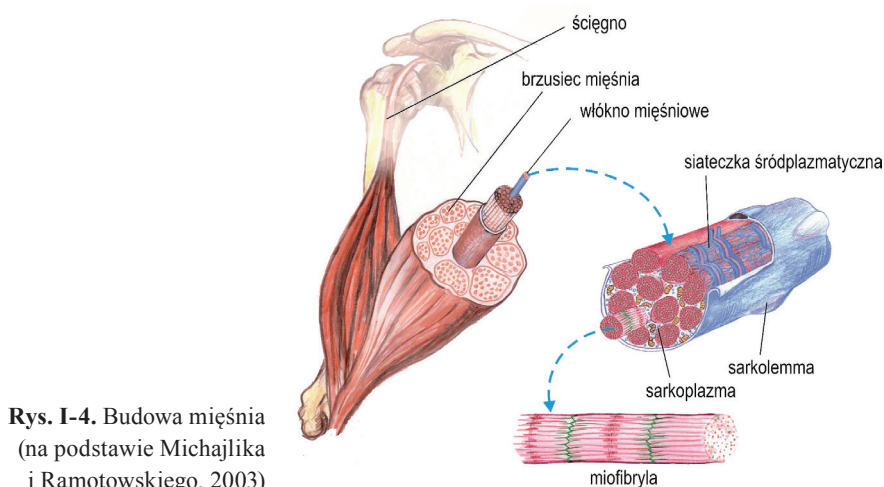
Przyjmowanie różnych pozycji ciała i wykonywanie różnego typu aktywności ruchowej jest możliwe dzięki działaniu mięśni szkieletowych, które stanowią 40 – 50% masy ciała człowieka i mają szczególne znaczenie z punktu widzenia biomechaniki. Podstawowa czynność mięśni opiera się na zdolności kurczenia się w reakcji na bodziec, zdolności rozkurczania się oraz współdziałania z innymi mięśniami we właściwym czasie. Mięśnie szkieletowe można porównać z silnikami, w których następuje przemiana energii chemicznej w energię mechaniczną.

Mięśnie, ze względu na udział w ruchu, zwykle dzieli się na trzy grupy. Mięśnie agonistyczne (protagonistyczne) to te, których skurcz powoduje ruch w stawie. Mięśnie antagonistyczne hamują ruch wykonywany przez protagonistów, działają na dźwignię kostną siłą (momentem siły) przeciwną do kierunku ruchu, ograniczając przez to zakres i szybkość ruchu, co zwiększa jego precyzję i płynność. Z kolei mięśnie synergistyczne współdziałają w ruchu, współpracując z mięśniami agonistycznymi i jednocześnie stabilizując staw.

Mięśnie szkieletowe można także podzielić pod względem ich czynności, na: zginacze, prostowniki, odwodziciele, przywodziciele, zwieracze, mięśnie mimiczne, oraz pod względem topografii na: mięśnie grzbietu, głowy, szyi, klatki piersiowej, brzucha, kończyn górnych i kończyn dolnych. Kształt mięśni szkieletowych jest bardzo zróżnicowany – mogą być krótkie, długie lub płaskie (Morecki i in., 1971). Biorąc pod uwagę przebieg włókien mięśniowych względem osi podłużnej mięśni można wyodrębnić mięśnie o przebiegu włókien równoległym, obłym (wrzecionowatym) oraz skośnym (pierzastym). Natomiast uwzględniając liczbę głów, mięśnie dzieli się na dwugłowe, trójgłowe, czterogłowe.

W obrębie mięśnia szkieletowego wyodrębnia się część kurczliwą, czyli brzusiec, oraz część nieaktywną, czyli włókna mięśniowe połączone ze ścięgnami. Ścięgna przyczepiają mięśnie do kości, tym samym przenoszą siłę skurczu mięśnia na elementy kostne szkieletu i ustalają położenie jednych kości względem drugich. Ścięgno pod wpływem rozciągania wydłuża się tylko o ok. 4% swej długości, co oznacza, że jego podatność na odkształcenie jest nieznaczna.

Podstawową jednostką budulcową mięśni szkieletowych są ułożone równolegle włókna mięśniowe (komórki mięśniowe), poprzedzielane tkanką łączną, które mają średnicę od 10 μm do 100 μm (rys. I-4). Liczba włókien mięśniowych w mięśniu zależy od jego wielkości i funkcji. Nierzadko mięsień szkieletowy jest zbudowany z wielu tysięcy ułożonych w stosunku do siebie równolegle włókien mięśniowych o długości sięgającej niekiedy kilkudziesięciu centymetrów.



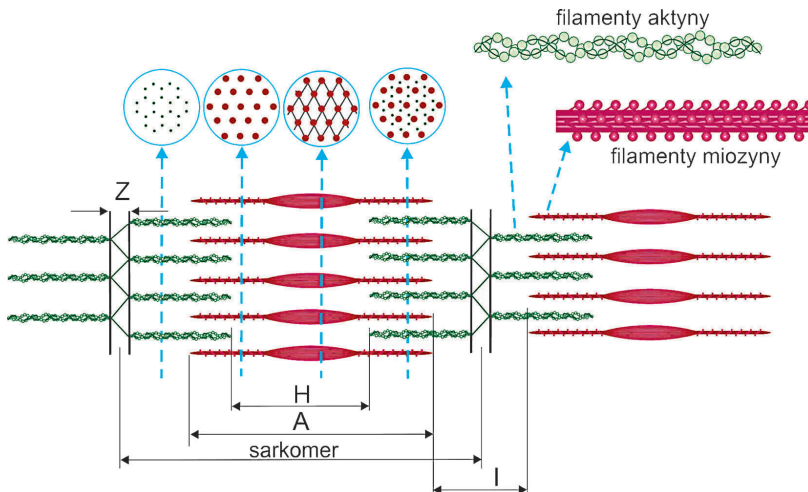
Rys. I-4. Budowa mięśnia
(na podstawie Michajlika
i Ramotowskiego, 2003)

Włókna mięśniowe są zbudowane ze struktur białkowych o średnicy od 0,5 μm do 2 μm , zwanych miofibrylami. Miofibryle mają właściwość kurczenia się i są ułożone między końcami mięśnia, tworząc równoległe pęczki. W jednym włóknie mięśniowym znajduje się od kilkuset do kilku tysięcy miofibryli, zajmujących 80% objętości mięśnia, odizolowanych od siebie skąpą ilością substancji zwanej sarkoplazmą, w której zlokalizowane są rezerwy metaboliczne oraz enzymy potrzebne do procesów biochemicznych.

Miofibryle zawierają filamenty grube (cząsteczki białka zwanego miozyną) i filamenty cienkie (cząsteczki białka zwanego aktyną), (rys. I-5). Filament cienki

tworzą dwa splecione ze sobą łańcuchy aktyny o strukturze podwójnej spirali w postaci kuleczek o średnicy ok. 2,5 nm (Silbernagl i Despopoulos, 1993). W skład pojedynczego filamentu grubego, o średnicy ok. 10 nm, wchodzi od ok. 150 do 400 cząsteczek miozyny. Miozyna ma postać wydłużonej pałeczki z jednej strony zakończonej maczugowatym zgrubieniem zwanym głową miozyny. Na głowie miozyny znajdują się miejsca wiązania aktyny i kwasu adenozynotrifosowego (ATP).

Miofibryle widziane są pod mikroskopem jako leżące na przemian odcinki jaśniejsze i ciemniejsze. Jasne prążki tworzone są przede wszystkim przez filamenty aktynowe (prążek I), a w prążkach ciemnych więcej jest filamentów miozynowych (prążek A). Oba prążki, jasny i ciemny, są podzielone na kolejno ułożone segmenty stanowiące podstawową jednostkę kurczliwą, zwane sarkomerami (rys. I-5).



Rys. I-5. Budowa włókna mięśniowego – filamenty aktynowe i miozynowe we włóknie mięśniowym oraz strefy sarkomeru (na podstawie Michajlika i Ramotowskiego, 2003)

Sarkomer obejmuje jeden cały anizotropowy prążek A i sąsiadujące z nim dwie połówki prążka izotropowego, I. Granice sarkomeru stanowią linie Z, wiążące ze sobą filamenty cienkie przyległych sarkomerów. W środku każdego prążka A znajduje się jaśniejszy prążek H utworzony wyłącznie przez filamenty aktynowe. Zatem w przekroju podłużnym anizotropowy prążek ciemny otoczony jest z dwóch stron izotropowym prążkiem jasnym. Długość sarkomeru zmienia się w zależności od fazy skurczu.

Na wysokości granic sarkomerów, między prążkami I i A, do wnętrza włókna mięśniowego wnikają, rurkowate wpuklenia błony komórkowej, w regularnych

odstępach, i stanowią część siateczki śródplazmatycznej otaczającej każdą miofibrilę. Za pośrednictwem tego systemu kanalików odbywa się wymiana substancji między miofibrilami a środowiskiem zewnętrznym, przewodzenie bodźców skurczowych oraz transport jonów wapnia, niezbędnych do skurczu włókien mięśniowych. Siateczka śródplazmatyczna stanowi istotny element sarkolemy, czyli błony otaczającej każdą miofibrilę.

I.5. Bibliografia

Kędzior K., Wit A. (2002) *Biomechanika*. Warszawa, Politechnika Warszawska, Akademia Wychowania Fizycznego 2002 [rękopis na prawach maszynopisu].

Michajlik A., Ramotowski W. (2013) *Anatomia i fizjologia człowieka*. Warszawa, PZWL.

Morecki A., Ekiel J., Fidelus K. (1971) *Bionika ruchu*. Warszawa, PWN.

Silbernagl S., Despopoulos A.: *Kieszonkowy atlas fizjologii*. Warszawa, PZWSz 1994.

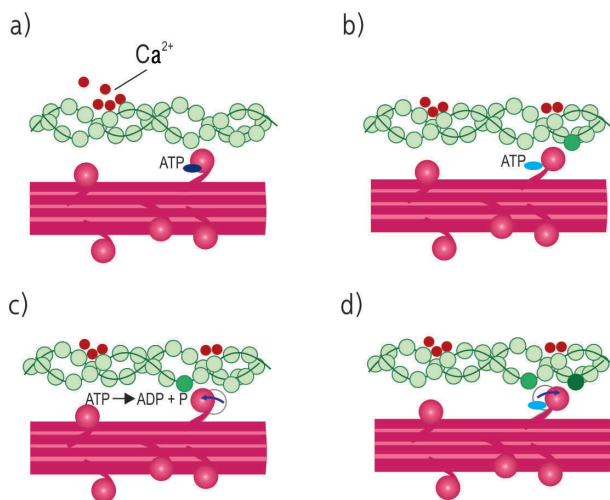
Thibodeau G.A., Patton K.T. (1993) *Anatomy and Physiology*. St. Louis, Mosby.

II.1. Etapy skurczu mięśnia

Zdolność do kurczenia się jest podstawową właściwością i zadaniem tkanki mięśniowej umożliwiającą ruch ciała. Skurcz jest mechaniczną odpowiedzią mięśnia na pojedynczy impuls nerwowy, co oznacza, że tkanka nerwowa odgrywa istotną rolę w procesie skurczu. Na skurcz mięśnia składają się wynikające z ruchu jonów zjawiska elektryczne, zjawiska biochemiczne oraz mechaniczne. Istotą skurczu mięśnia są złożone i wieloetapowe procesy biochemiczne, w których energia chemiczna mięśnia (związki wysokoenergetyczne pochodzące z substancji odżywczych) jest przetwarzana na energię mechaniczną. W reakcjach biochemicznych skurczu biorą udział cztery białka: troponina, tropomiozyna, aktyna i miozyna. Troponina i tropomiozyna są animatorami skurczu, podczas gdy cienkie filamenty aktynowe i grube filamenty miozynowe wykonują skurcz.

W stanie spoczynku kulista główka miozyny ma przyłączoną cząsteczkę kwasu adenozynotrifosforowego (ATP), (rys. II-1a). W otoczeniu cienkich filamentów aktyny znajdują się jony wapnia (Ca^{2+}). Impuls potencjału czynnościowego przesuwa się wzdłuż włókna nerwowego i dociera do połączenia z komórką mięśniową (synapsy nerwowo-mięśniowej), powodując depolaryzację błony presynaptycznej i uwolnienie acetylocholiny – chemicznej substancji przekąźnikowej. Acetylocholina, wiążąc się z odpowiednim receptorem w błonie postsynaptycznej, zmienia właściwości błony komórkowej i powoduje wzrost przepuszczalności dla jonów sodu (Na^+) i potasu (K^+), co dalej powoduje, że do wnętrza komórki napływają jony Na^+ . Ładunek elektryczny przenoszony przez napływające jony Na^+ depolaryzuje błonę, pobudzając sarkomę do wytwarzania potencjałów czynnościowych. W następstwie impuls pobudzenia zostaje wprowadzony w głąb włókna mięśniowego wzdłuż kanałów siateczki sarkoplazmatycznej, co prowadzi do uwolnienia jonów Ca^{2+}

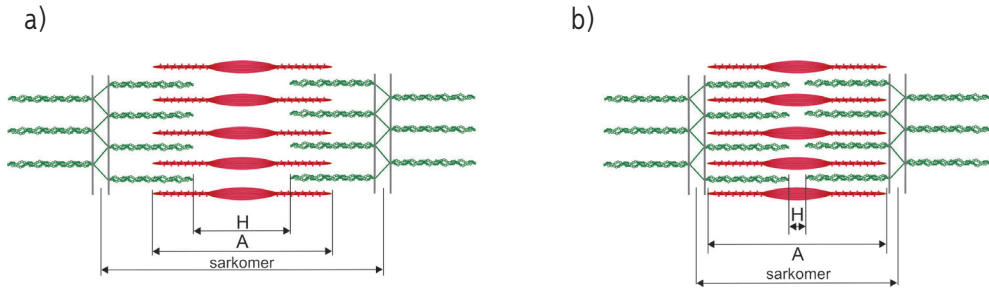
(rys. II-1b). Uwolniony wapń powoduje zmianę w cieniym filamencie prowadzącą do ekspozycji miejsc wiązania i tworzenia się pomiędzy włóknami miozyny i aktyny tzw. mostków poprzecznych, w których znajduje się enzym katalizujący rozpad ATP na ADP (kwas adenozynodifosforowy) i nieorganiczny fosfor (P). Reakcji rozpadu ATP towarzyszy przesuwanie się miofilamentów względem siebie, gdyż przyłączona główka miozyny wykonuje obrót i wywiera siłę wzdłuż osi filamentu. Powoduje to wzajemne nasuwanie się ciego i grubego filamentu (rys. II-1c). Przesunięcie to, które może być opisane jako kroczenie miozyny po aktynie, prowadzi do skurczu mięśnia.



Rys. II-1. Etapy skurczu mięśnia (na podstawie Silbernagla i Despopoulosa, 1994)

Pod koniec obrotu główki nowa cząsteczka ATP łączy się z miozyną, co indukuje przerwanie wiązania pomiędzy aktyną i miozyną, powrót mostka poprzecznego do poprzedniego położenia, resyntezę ATP i przyłączenie do kolejnego miejsca wiązania na miofilamencie aktynowym (rys. II-1d). W momencie wygaśnięcia potencjału czynnościowego ustaje uwalnianie jonów Ca^{2+} , a rozpoczyna się ich wychwytywanie przez siateczkę sarkoplazmatyczną, co daje początek cyklowi przemian, w wyniku których mięsień przechodzi w stan całkowitego rozluźnienia.

W trakcie skurczu miofilamentów cienie przesuwają się względem grubych. W czasie nasuwania się cienkich nitek aktyny na grube nitki miozyny żadne z nitek nie ulegają skróceniu, lecz jednocześnie skraca się sarkomer. Szerokość strefy A (ok. $1,5\ \mu\text{m}$) w czasie skracania nie zmienia się, podczas gdy szerokość strefy H ulega zmniejszeniu (rys. II-2). Zsynchronizowane skrócenie zespołu sarkomerów połączonych szeregowo w miofibrylach prowadzi do skurczu całego włókna.



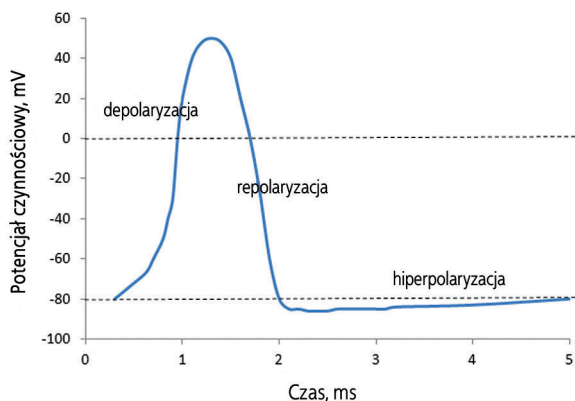
Rys. II-2. Sarkomer w fazie rozkurczu (a) i w fazie skurczu (b), (na podstawie Silbernegla i Despoupouloso, 1994)

II.2. Czynność elektryczna powiązana ze skurczem mięśnia

Skurcz mięśnia z punktu widzenia zjawisk elektrycznych wiąże się ze zmianą potencjału spoczynkowego (odpowiadającego stanowi spoczynku mięśnia) na potencjał czynnościowy (AP – ang. *action potential*) odpowiadający stanowi skurczu mięśnia. Potencjałowi spoczynkowemu odpowiada faza polaryzacji, która wynika z nierównomiernego rozmieszczenia jonów sodu (Na^+) i potasu (K^+) w przestrzeni wewnątrz- i zewnątrzkomórkowej oraz z różnej przepuszczalności błony dla tych jonów. Sód jest głównym składnikiem płynów zewnątrzkomórkowych, natomiast potas wewnątrzkomórkowych. Stężenie jonów Na^+ jest ok. 10 razy większe w płynie zewnątrzkomórkowym niż wewnątrzkomórkowym, a stężenie jonów K^+ jest 30 razy większe we wnętrzu komórki niż w jej otoczeniu. Transport czynny jonów odbywa się z nakładem energii wbrew różnicy stężeń (gradientowi) na zasadzie tzw. pompy jonowej sodowo-potasowej. Ciągły ruch zjonizowanych cząsteczek przez błonę komórkową tworzy bardzo słaby prąd bioelektryczny w zakresie częstotliwości od 0,1 do 250 cykli na sekundę (Hz). W konsekwencji następuje spolaryzowanie elektryczne (potencjał spoczynkowy) błony komórkowej. Wnętrze komórki charakteryzuje się potencjałem ujemnym – od -60 mV do -90 mV – w stosunku do jej otoczenia.

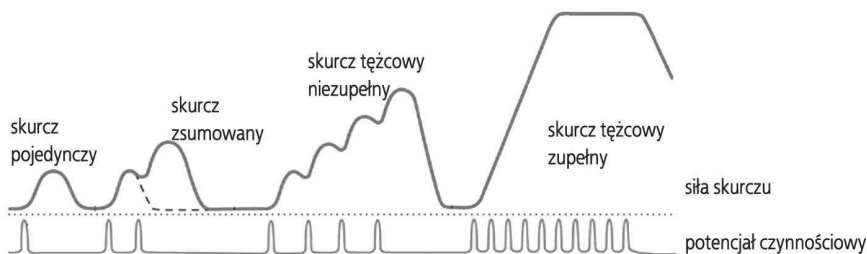
Potencjał czynnościowy rozpoczyna się od impulsu włókna nerwowego przekazywanego z ośrodkowego układu nerwowego o sile progowej lub większej, co powoduje wejście jonów Na^+ do wnętrza komórki i wyjście jonów K^+ na zewnątrz. Stanowi to zaburzenie równowagi jonowej utrzymywanej przez błonę w spoczynku i powoduje rozpoczęcie fazy depolaryzacji (rys. II-3). Po fazie depolaryzacji następuje faza repolaryzacji, podczas której

potencjał elektryczny wewnątrz komórki mięśniowej powraca do wartości spoczynkowej. W tej fazie potencjał spada, następuje „ucieczka” jonów K^+ . Jeżeli potencjał jest niższy od wartości spoczynkowej, następuje przeregulowanie (hiperpolaryzacja). Depolaryzacja błony komórkowej komórki mięśniowej trwa 1 – 3 ms. W tym czasie błona komórkowa jest niewrażliwa na bodźce i ich nie odbiera. Depolaryzacja błony komórkowej wyprzedza wzrost stężenia jonów Ca^{2+} , po którym następuje początek skracania się mięśnia, czyli jego skurcz.



Rys. II-3. Pojedynczy potencjał czynnościowy

Siła skurczu zależy od częstotliwości, z jaką pojawiają się kolejne bodźce o sile progowej lub większej. Przy pewnej częstotliwości bodźca zaczyna występować zjawisko sumowania się skurczów pojedynczych. Pojawienie się kolejnego impulsu przed fazą relaksacji poprzedniego prowadzi do skurczu tężcowego (rys. II-4). Może powstać skurcz tężcowy zupełny, gdy bodźce pobudzają mięsień w odstępach czasu krótszych niż trwa skurcz pojedynczy, bądź skurcz tężcowy niezupełny, gdy bodźce pobudzają mięsień w odstępach czasu dłuższych niż trwa skurcz pojedynczy, co umożliwia częściowy rozkurcz mięśnia pomiędzy bodźcami.



Rys. II-4. Rodzaj i siła skurczu w zależności od częstości pojawiania się kolejnych potencjałów czynnościowych (na podstawie Matthews, 1986)

II.3. Charakterystyka włókien mięśniowych

Właściwości morfologiczne i histochemiczne włókien mięśniowych różnią się między sobą (Niewiadomski i Gąsiorowska, 2010). Decyduje o tym ich budowa oraz zawartość związków energetycznych. Znaczenie ma także średnica włókna i szerokość strefy Z sarkomeru. Biorąc pod uwagę strukturę włókien mięśniowych, właściwości skurczu oraz przebieg procesu sterowania, w ciele człowieka wyróżnia się zazwyczaj ich trzy typy: włókna typu I oraz włókna typu IIa i typu IIb. Podstawowe parametry charakteryzujące właściwości włókien oraz ich jakościowy opis przedstawiono w tabeli II-1.

Tabela II-1. Charakterystyka włókien mięśniowych

Parametry włókien mięśniowych	Typ I	Typ IIa	Typ IIb
Sieć naczyń włosowatych	obfita	obfita	niewielka
Liczba mitochondriów	obfita	średnia	niewielka
Zawartość mioglobiny	obfita	średnia	niewielka
Średnica włókna	mała	średnia	duża
Aktywność ATP-azy	aerobowa	aerobowa/anaerobowa	aerobowa/anaerobowa
Zawartość glikogenu	niewielka	duża	duża
Typ przemiany	tlenowa	tlenowo-beztlenowa	beztlenowa
Strefa Z sarkomeru	szeroka	wąska	wąska
Częstość wiązania Ca^{2+}	mała	duża	duża
Czas wzrostu potencjału	duży	średni	mały
Zdolność produkcji kwasu mlekowego i H^+	mała	średnia	duża
Szybkość kurczenia	mała	średnia	duża
Wytrzymałość	duża	średnia	mała

Włókna typu I (czerwone) są bogate w mioglobinę i mitochondria, lecz mają małą zawartość glikogenu. Energię do skurczu czerpią głównie z procesów tlenowych. Charakteryzują się zatem dużą przemianą lipidową oraz małą aktywnością enzymu katalizującego rozpad wiązania wysokoenergetycznego w ATP (ATP-aza). Przystosowanie włókien czerwonych do przemiany tlenowej zapewnia im zdolność do długotrwałej pracy bez zmęczenia.

Włókna mięśniowe typu II (białe) charakteryzują się małą zawartością mioglobiny, dużą zawartością glikogenu i enzymów glikolitycznych, dużą aktywnością ATP-azy, słabą przemianą lipidową i tlenową. Włókna typu IIa są zwane glikolityczno-tlenowymi, wykorzystują bowiem energię wytworzoną w procesie glikolizy w cytoplazmie oraz w procesie fosforylacji tlenowej w mitochondriach. Natomiast włókna typu IIb, zwane glikolitycznymi, korzystają głównie z energii wytworzonej podczas glikolizy w cytoplazmie.

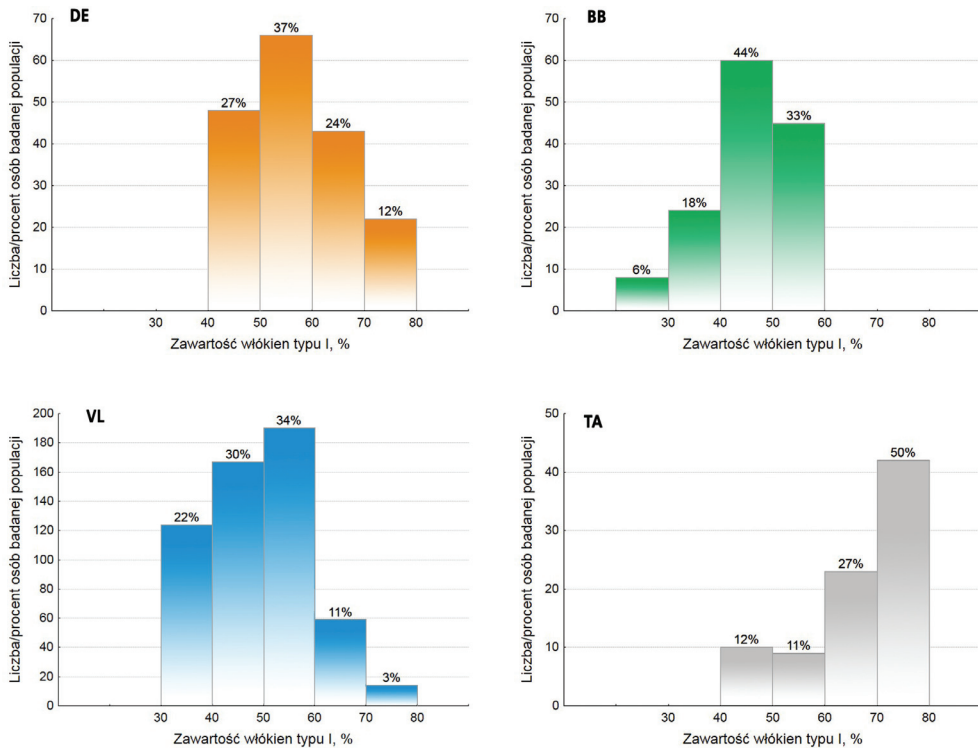
Wszystkie mięśnie są zbudowane z włókien wszystkich trzech typów, ale proporcje włókien typu I i typu II w różnych mięśniach i u różnych osób są różne. Ilościowy stosunek typów włókien w danym mięśniu zależy od jego funkcji. Włókna czerwone (typu I) przeważają w mięśniach zaangażowanych w utrzymywanie pozycji ciała. Przykładem są mięśnie grzbietu czy mięśnie prostowniki kończyn dolnych. Włókna typu II występują głównie w mięśniach przeznaczonych do szybkich i krótkotrwałych ruchów, np. przeważają w mięśniach kończyny górnej. Zazwyczaj włókna typu I znajdują się wewnątrz mięśnia, podczas gdy włókna typu II bardziej na zewnątrz. Włókna typu II u kobiet są mniejsze niż u mężczyzn. Także zróżnicowanie średnicy włókien mięśniowych typu I i typu II u kobiet jest mniejsze niż u mężczyzn.

Zawartość włókien mięśniowych i objętość mięśni zmienia się z wiekiem (Kent-Braun i in., 2000). Zmniejszenie powierzchni przekroju poprzecznego tkanki mięśniowej następuje zarówno w wyniku procesów neurologicznych, jak i zmian natury morfologicznej. Dotyczy to włókien typu II, które szybko ulegają atrofii i znacznie zmniejszają rozmiar wraz ze starzeniem się organizmu (Porter i in., 1995).

Badania służące określeniu zawartości włókien są badaniami inwazyjnymi, obecnie przeprowadzanymi tylko dla potrzeb medycznych. Zawartość włókien mięśniowych u poszczególnych osób jest określana metodą analizy próbek pobranych z mięśni ochotników oraz próbek uzyskanych od osób zmarłych w sposób nagły, niewywołany chorobą. Określana jest zawartość procentowa włókien mięśniowych danego typu oraz powierzchnia przekroju poprzecznego, przy czym parametrami określającymi tę powierzchnię są zmienna jednowymiarowa (średnica) lub dwuwymiarowa (pole przekroju).

Proporcje włókien mięśniowych to czynnik indywidualny, stąd duże zróżnicowanie między opublikowanymi wynikami badań co do wartości określających zawartość procentową lub pole przekroju włókien. Publikacje dotyczą badań obejmujących grupy kobiet, mężczyzn lub grupy mieszane o różnej liczebności. Najczęściej badania obejmują takie mięśnie, jak: obszerny boczny (VL – m. *vastus lateralis*), piszczelowy przedni (TA – m. *tibialis anterior*), dwugłowy ramienia

(BB – m. *biceps brachii*), naramienny (DE – m. *deltoideus*). Wartości średnie zawartości procentowej włókien typu I w mięśniach, dla których liczba danych dostępnych w literaturze była największa, przedstawiono w formie histogramu na rysunku II-5. Mięsień BB ma najmniejszą spośród czterech prezentowanych mięśni zawartość procentową włókien typu I, a mianowicie u 77% badanej populacji stwierdzono, że wynosi ona 40 – 60%. U pozostałych 23% zawartość procentowa włókien typu I jest poniżej 40%. Największą zawartość włókien typu I ma mięsień TA, dla którego aż u 50% badanej populacji stwierdzono występowanie włókien tego typu w przedziale 70 – 80%. Jednakże w przypadku każdego z mięśni widoczne jest zróżnicowanie zawartości włókien typu I u badanych osób. Należy także zwrócić uwagę na zróżnicowanie liczby osób podlegających badaniom – największa liczba badanych występuje w wypadku mięśnia VL.

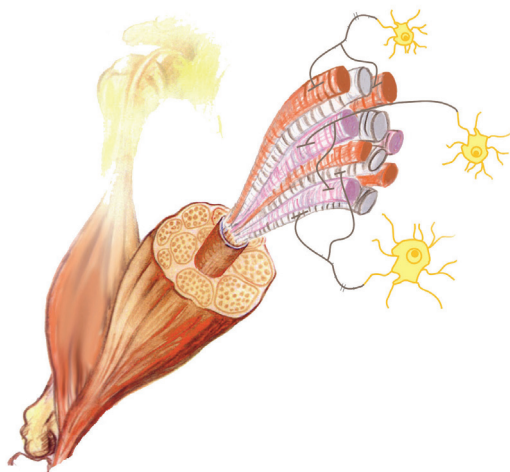


Rys. II-5. Histogramy prezentujące udział procentowy włókien typu I w mięśniach z uwzględnieniem liczby badań (DE – *deltoideus*; BB – *biceps brachii*; VL – *vastus lateralis*; TA – *tibialis anterior*); opracowane na podstawie badań: Johnson i in., 1973; Barter i in., 1982; Eriksson, 1982; Nygaard i Sanches, 1982; Schantz i in., 1983; Larson i Ansved, 1985; Ama i in. 1986; Gerdle i in., 1988; Wade i in., 1990; Lexell i Taylor, 1991; Sjöström i in., 1991; Aniansson i in., 1992; Miller i in., 1993; Staron i in., 1994; Proctor i in., 1995; Manta i in., 1996; Dahlström i in., 1997; Duey i in., 1997; Gerdle i in.,

1997; Häkkinen i in., 1998; Monemi i in., 1998; Esbjornsson-Liljedahl, 1999; Antona i in., 2000; Bartsow i in., 2000; Fayet i in., 2001; Hernadez i in., 2001; Nikolić i in., 2001; Albani i in., 2002; Jaworowski i in., 2002; Bae i in., 2003; Klein i in., 2003; Pereira i in., 2004; Hernelahti i in., 2005.

II.4. Rekrutacja jednostek motorycznych i siła skurczu

Zarówno ruch, jak i utrzymywanie ciała w określonym położeniu jest sterowane przez obwodowy i centralny układ nerwowy. Mięśnie pozostają pod kontrolą wyspecjalizowanych komórek nerwowych (motoneuronów), wykorzystując jedną z podstawowych ich właściwości, jaką jest zdolność do wytwarzania i przewodzenia pobudzeń nerwowych. Komórka nerwowa, która łączy się z grupą włókien mięśniowych za pomocą wypustki zwanej aksonem, tworzy zespół nazywany jednostką motoryczną (MU – ang. *motor unit*). MU jest połączona z ośrodkowym układem nerwowym poprzez rdzeń kręgowy (rys. II-6).

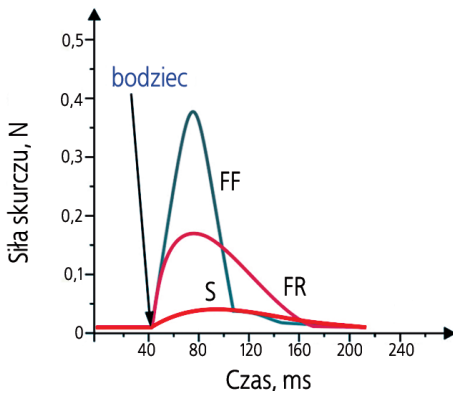


Rys. II-6. Struktura jednostki motorycznej (MU)

Jedna MU obejmuje komórkę nerwową, synapsy nerwowo-mięśniowe i włókna mięśniowe. Wszystkie włókna mięśniowe w danej MU reagują na bodziec pochodzący z włókna nerwowego połączonego z jednostką. W jednej MU może być od kilku do kilkunastu tysięcy włókien mięśniowych, jednakże dane włókno mięśniowe jest unerwione tylko przez jedną MU. Określony motoneuron unerwia włókna mięśniowe tego samego typu, co oznacza, że MU może być typu I lub typu II. Włókna typu I są unerwiane motoneuronami o małej średnicy. Motoneurony o większej średnicy unerwiają włókna typu IIb, natomiast neurony pośredniej wielkości unerwiają włókna typu IIa. Szybkość przewodzenia pobudzeń elektrycznych w motoneuronie zależy od średnicy włókien nerwowych (włókna grube przewodzą impulsy z szybkością 20 – 120 m/s, włókna średnie 3 – 15 m/s, a włókna cienkie 0,5 – 2,0 m/s). Zatem MU zawierające włókna typu I są pobudzane sygnałem o małej

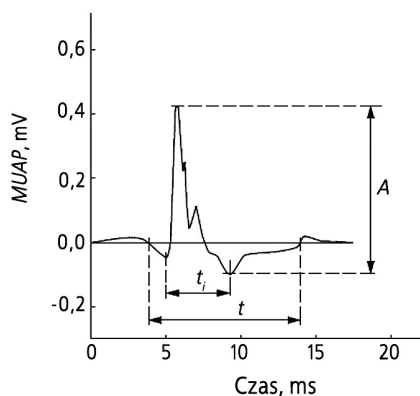
częstości wyładowań i o niskim progu pobudliwości. Takie MU są określane jako odporne na zmęczenie, wolnokurczliwe (S – ang. *slow*). Włókna typu II są większe, połączone z grubszymi aksonami i w związku z tym szybsze, lecz i o wyższym poziomie pobudzenia. Duże motoneurony unerwiają włókna mięśniowe typu II są określane jako MU szybko kurczliwe. Wśród nich wyróżnione są szybko kurczliwe, odporne na zmęczenie (FR – ang. *fast fatigue resistant*) i szybko kurczliwe, podatne na zmęczenie (FF – ang. *fast fatigable*).

Zatem jednostki S wytwarzają małą siłę przez długi czas i są odpowiedzialne za powolny, długotrwały skurcz (np. utrzymanie pionowej pozycji ciała), (rys. II-7). Jednostka motoryczna typu FF wytwarza dużą siłę przez krótki czas, natomiast typu FR wytwarza umiarkowaną siłę, która może być podtrzymana przez umiarkowany czas. Oznacza to, że zadania, podczas których wymagany jest szybki, gwałtowny, lecz krótkotrwały skurcz, przypadają w udziale jednostkom FF. Zatem, im większy procentowy udział włókien szybkich w mięśniu, tym większa jest jego zdolność do rozwijania większej siły w krótkim czasie lub większej szybkości ruchu wywołanego przez ten mięsień.



Rys. II-7. Siła skurczu pojedynczych MU jako funkcja czasu

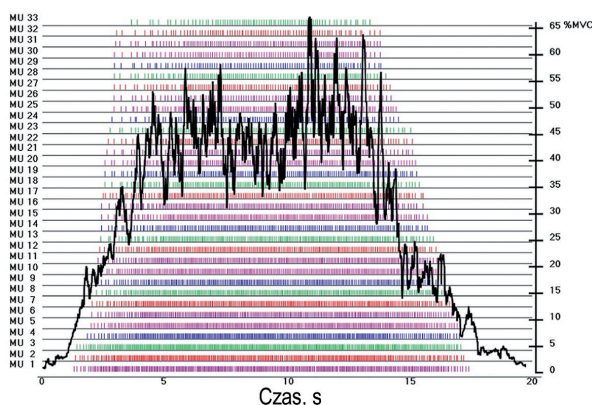
Właściwości MU, określone charakterystyką motoneuronu i typem włókien mięśniowych, wpływają na charakterystykę potencjału czynnościowego jednostki motorycznej – MUAP (ang. *motor unit action potential*). MUAP jest charakteryzowany amplitudą, polem pod krzywą, liczbą ekstremów (załamek), czasem trwania potencjału oraz łącznym czasem trwania faz depolaryzacji i repolaryzacji (rys. II-8). Jest odzwierciedleniem wielkości MU i częstości wyładowań. Stąd też jego wielkość mierzona powierzchnią S [mV·s], pomnożona przez średnią częstość wyładowań MU [1/s], może być stosowana do oszacowania udziału danej MU w średniej sile mięśnia.



Rys. II-8. Parametry opisujące potencjał czynnościowy jednostki motorycznej (MUAP): A – amplituda; t – czas trwania potencjału; t_i – czas trwania fazy depolaryzacji i repolaryzacji

Podczas skurczu mięśnia najpierw aktywowane są małe motoneurony o niskim progu pobudliwości, unerwiające wolnokurczliwe MU (S), następnie rekrutowane są większe, szybkokurczliwe MU typu II (FR i FF) o wyższym progu pobudzenia. Podczas wzrostu liczby aktywowanych MU wzrasta siła skurczu (rys. II-9). Ze względu na tak uporządkowaną rekrutację MU włókna typu I są narażone na skurcze o długim czasie trwania. Zjawisko to jest znane pod nazwą „syndrom Kopciuszka” lub z ang. „The Cinderella hypothesis” (pierwsze wstają, a ostatnie idą spać; Hagg, 1991). Siła skurczu jest zmniejszana przez dezaktywację MU zazwyczaj w kolejności odwrotnej do kolejności rekrutacji.

Rys. II-9. Siła skurczu mięśnia jako wypadkowa rekrutacji kolejnych MU; pionowe kreski oznaczone danym kolorem wyrażają chwile pobudzenia poszczególnych MU mięśnia dwugłowego ramienia (Bartuzi i in., 2011)

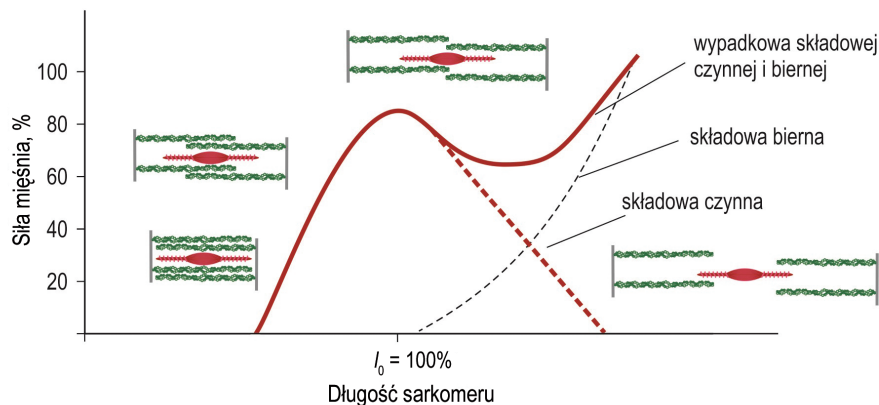


Według Grimby i Saltina (1983) podczas wykonywania bardzo dynamicznych i szybkich ruchów tryb rekrutacji może zostać odwrócony i wtedy jednostki typu I mogą być aktywowane przed jednostkami typu II. Należy także zaznaczyć, że w warunkach fizjologicznych nigdy nie dochodzi do jednoczesnej rekrutacji wszystkich MU.

Siła całego mięśnia jest sumą siły skurczu włókien wschodzących w skład poszczególnych jednostek motorycznych i zwiększa się w miarę pojawiania się aktywności kolejnych rekrutowanych MU. Siła mięśnia może być zwiększona nie tylko przez wzrost liczby pobudzonych MU, lecz także przez wzrost częstości wyładowań (Conwit i in., 1999) bądź też w warunkach ekstremalnych poprzez synchronizację skurczów poszczególnych jednostek. Rekrutacja i częstość wyładowań są zjawiskami wzajemnie się uzupełniającymi, a relacja pomiędzy tymi dwoma mechanizmami różni się zależnie od charakteru skurczu i wielkości mięśnia. Przyjmuje się, że na niskich poziomach siły mięsień zwiększa siłę skurczu przez dodanie większej liczby MU zamiast wzrostu aktywności w tych już zaktywowanych. Na wyższych poziomach siły, gdy już wszystkie MU biorące udział w skurczu zostaną zaktywowane, siła mięśnia jest zwiększana przez mechanizm częstości wyładowań.

W większych mięśniach, takich jak *biceps brachii*, rekrutacja MU zachodzi podczas wzrostu siły w całym zakresie, a częstość wyładowań – jak się wydaje – odgrywa znaczącą rolę tylko na najwyższych poziomach siły (DeLuca i in., 1997). Dla kontrastu, w małych mięśniach, np. ręki, rekrutacja jest zazwyczaj zakończona do czasu uzyskania skurczu mięśnia na poziomie 30% *MVC* – maksymalnej wartości siły (*MVC* – ang. *maximum voluntary contraction*). Powyżej tego poziomu wzrost siły odbywa się przez wzrost częstości wyładowań. Maksymalna wartość siły osiągnięta podczas skurczu zależy głównie od liczby pobudzonych MU, rodzaju i wielkości włókien mięśniowych oraz przekroju fizjologicznego mięśnia.

Mięsień jest zbudowany z kurczliwych elementów czynnych, zdolnych do wyzwiania siły, oraz elementów biernych, takich jak ścięgna. Stąd też całkowita siła mięśnia jest wypadkową siły czynnej oraz siły biernej (rys. II-10). Składowa czynna jest efektem skurczu włókien mięśniowych, natomiast składowa bierna pochodzi od oporu biernego będącego wynikiem rozciągania mięśnia, przy czym im struktury mięśnia są bardziej rozciągnięte, tym opór jest większy. Siła elementów biernych wzrasta wraz z wydłużaniem się mięśnia w stosunku do jego długości spoczynkowej. Zatem znaczenie dla wyzwiania siły ma długość poszczególnych elementów mięśnia. W przypadku składowej czynnej istotne jest wynikające z długości mięśnia zachodzenie na siebie grubych i cienkich filamentów w sarkomerze, natomiast w przypadku składowej biernej istotny jest stopień naciągnięcia elementów elastycznych w mięśniu.



Rys. II-10. Zależność siły mięśnia od wyrażonej w procentach zmiany jego długości (l_0 – długość spoczynkowa)

Siła czynna mięśnia pochodząca od elementów kurczliwych jest największa w pośrednim stanie długości mięśnia niepobudzonego przy jego naturalnej długości (l_0), (długości spoczynkowej). Przyjmuje się, że wówczas długość mięśnia wynosi 100%. Siła skurczu osiąga maksimum wówczas, gdy wszystkie główki miozynowe mogą się kontaktować z filamentem aktynowym. Jest to związane ze znaczną liczbą miejsc, w których mogą powstawać wiązania aktyny i miozyny. Zarówno wydłużanie jak i skracanie długości mięśnia, czyli długości poszczególnych sarkomerów, proporcjonalnie zmniejsza siłę skurczu. Skutkiem rozciągania mięśnia jest rozciąganie sarkomerów, co powoduje zmniejszenie liczby główek miozynowych mogących połączyć się z filamentem aktynowym. Jeśli filamente aktynowe i miozynowe nie zachodzą na siebie, nie może dojść do wygenerowania siły. W sytuacji najkrótszego sarkomeru, czyli gdy swobodny koniec filamentu miozynowego dotyka prążka Z (rys. I-5), pomimo że występuje jakaś wypadkowa siła dążąca do skrócenia sarkomeru, jest ona zużywana na ściskanie filamentów, a w rezultacie siła skurczu jest bliska zeru. W naturalnych warunkach może występować zmiana długości mięśnia o ok. $\pm 30\%$. Wówczas mięsień może generować jeszcze ok. 50% siły maksymalnej. Natomiast całkowita utrata zdolności generowania siły przez mięsień występuje wtedy, kiedy jest on krótszy niż 60% jego spoczynkowej długości albo dłuższy niż 175% tej długości, gdyż sarkomer maksymalnie wydłużony lub skrócony traci zdolność wywierania siły.

Skurcz mięśnia może więc być scharakteryzowany wartością siły skurczu oraz długością mięśnia. Z tymi parametrami są powiązane rodzaje skurczu. Skurcz,

podczas którego nie zmienia się długość mięśnia, lecz rośnie siła, jest nazywany skurczem izometrycznym. W takim skurczu zmiany strukturalne, którym poddane są sarkomery, są niewielkie, natomiast duże zmiany zachodzą, kiedy występuje zmiana długości mięśnia. Z tą zmianą powiązany jest skurcz izotoniczny, podczas którego następuje skrócenie włókien mięśniowych bez zmiany ich napięcia. W sytuacji, gdy zmienia się zarówno siła mięśnia jak i jego długość, mówi się o skurczu auktotonicznym.

Poza długością włókna mięśniowego prędkość jego skracania się jest czynnikiem wpływającym na zdolność mięśnia do generowania siły. Prędkość skracania mięśnia jest parametrem wymiernym, którego wartość zależy między innymi od rodzaju mięśnia, długości jego włókien i obciążenia wynikającego z wywierania siły zewnętrznej. Podczas skurczów ze zmienną długością mięśnia siła ma różną wartość, zależną od prędkości skracania sarkomerów oraz od rodzaju skurczu. Skurcze, podczas których następuje zmiana długości mięśnia, mogą być koncentryczne i ekscentryczne.

W przypadku skurczu koncentrycznego siła mięśnia zmniejsza się ze wzrostem prędkości skurczu (Hill, 1938), co zostało opisane równaniem Hilla (II-1):

$$(F + a)(v + b) = (F_{\max} + a)b \quad (\text{II-1})$$

gdzie:

F – siła rozwijana przez mięsień skracający się z prędkością v , w N

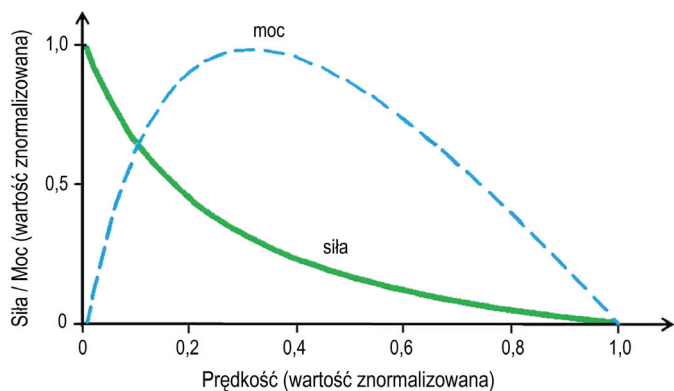
$F_{\max}$ – maksymalna wartość siły generowanej przez mięśnie przy założeniu, że $v = 0$, w N

v – prędkość skurczu, w m/s

a – współczynnik siły

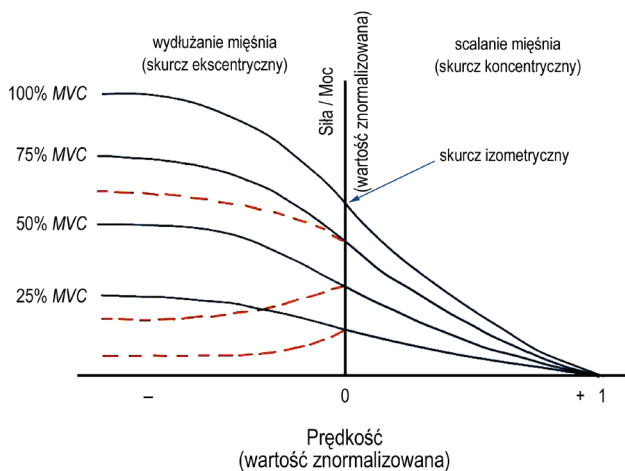
b – współczynnik prędkości.

Hill wykazał także, że maksymalna moc rozwijana przez mięsień w fazie jego skracania zależy liniowo od różnicy ($F_{\max} - F$). Moc mięśnia osiąga wartość maksymalną, gdy siła generowana przez mięsień wynosi ok. 1/3 siły maksymalnej, a prędkość skurczu ok. 1/3 maksymalnej prędkości (rys. II-11).



Rys. II-11. Charakterystyka siła-prędkość i moc-prędkość dla skurczu koncentrycznego

Skurcz koncentryczny występuje wówczas, gdy przyczepy mięśnia zbliżają się do siebie. Jeżeli natomiast mięsień w skurczu pod wpływem siły zewnętrznej jednocześnie się wydłuża, występuje skurcz ekscentryczny. W przypadku skurczu koncentrycznego siła mięśnia zmniejsza się ze wzrostem prędkości skurczu. Podczas skurczu ekscentrycznego siła zwiększa się wraz ze wzrostem prędkości skurczu. Siła mięśnia podczas skurczów koncentrycznych jest mniejsza od siły izometrycznej, a siła rozwijana podczas skurczów ekscentrycznych przekracza wartość siły izometrycznej. Na rysunku II-12 przedstawiono przykładowe wykresy siły mięśnia jako funkcji prędkości skurczu dla 20, 50, 75 i 100% MVC.



Rys. II-12. Przykładowa charakterystyka siła-prędkość mięśnia szkieletowego dla różnych poziomów siły zewnętrznej wyrażonej jako MVC. Krzywe dla skurczów koncentrycznych odpowiadają krzywym Hilla. Podczas skurczów ekscentrycznych występują różnice między skurczami wykonywanymi w warunkach izotonicznych (linie ciągłe) a skurczami w warunkach auktotonicznych (linie przerywane)

II.5. Bibliografia

Albani M., Megalopoulos A., Kiskinis D., Parashos S.A., Grigoriadis N., Guiba-Tziampiri O. (2002) *Morphological, histochemical, and interstitial pressure changes in the tibialis anterior muscle before and after aortofemoral bypass in patients with peripheral arterial occlusive disease*. BMC Musculoskelet. Disord., 3:8.

Ama P.F., Simoneau J.A., Boulay M.R., Serresse O., Thériault G., Bouchard C. (1986) *Skeletal muscle characteristics in sedentary black and Caucasian males*. J. Appl. Physiol., 61(5):1758-1761.

Aniansson A., Grimby G., Hedberg M. (1992) *Compensatory muscle fiber hypertrophy in elderly men*. J. Appl. Physiol., 73(3):812-816.

Antona G., Pellegrino M.A., Rossi R., Carlizzi C.N., Reggiani C., Bottinelli R. (2000) *Disuse Induced-Atrophy and Contractile Impairment of Human Skeletal Muscle Fibres*. Basic Appl. Myol. 10(1&2):27-32.

Bae K.A., An N.Y., Kwon Y.W., Kim C., Yoon C.S., Park S.C., Kim C.K. (2003) *Muscle fibre size and capillarity in Korean diving women*. Acta Physiol. Scand., 179(2):167-172.

Barstow T.J., Jones A.M., Nguyen P.H., Casaburi R. (2000) *Influence of muscle fibre type and fitness on the oxygen uptake/power output slope during incremental exercise in humans*. Exp. Physiol., 85(1):109-116.

Barter T.J., Clarkson P.M., Melchionda A. (1982) *The relationship of forearm flexion isometric strength, endurance, and fiber composition; and the effect of heating*. Int. J. Sports Med., 3(3):159-162.

Bartuzi P., Roman-Liu D., Tokarski T. (2011) *Sprawozdanie z realizacji 1. etapu projektu IV.B.02. Ocena wpływu wieku i płci na zmęczenie pracowników na podstawie zapisu czynności elektrycznej mięśni*. Program wieloletni pn. „Poprawa bezpieczeństwa i warunków pracy”. Warszawa, CIOP-PIB [Praca niepublikowana].

Conwit R.A., Stashuk D., Tracy B., McHugh M., Brown W.F., Metter E.J. (1999) *The relationship of motor unit size, firing rate and force*. Clinic. Neurophysiol., 110(7):1270-1275.

D'Antona G., Pellegrino M.A., Rossi R., Carlizzi C.N., Reggiani C., Bottinelli R. (2000) *Disuse induced-atrophy and contractile impairment of human skeletal muscle fibres*. Basic Appl. Myol., 10(1-2): 27-32.

Dahlström M., Esbjörnsson Liljedahl M., Gierup J., Kaijser L., Jansson E. (1997) *High proportion of type I fibres in thigh muscle of young dancers*. Acta Physiol. Scand., 160(1):49-55.

De Luca C.J. (1997) *The use of surface electromyography in biomechanics*. J. Appl. Biomech., 13:135-163.

Duey W.J., Bassett D.R. Jr., Torok D.J., Howley E.T., Bond V., Mancuso P., Trudell R. (1997) *Skeletal muscle fibre type and capillary density in college-aged blacks and whites*. Ann. Hum. Biol., 24(4):323-331.

Ericsson P.O. (1982) *Muscle-fibre composition of the human mandibular locomotor system. Enzyme-histochemical and morphological characteristics of functionally different parts*. Swed. Dent. J. Suppl., 12 Suppl:1-44.

Esbjörnsson-Liljedahl M., Sundberg C.J., Norman B., Jansson E. (1999) *Metabolic response in type I and type II muscle fibers during a 30-s cycle sprint in men and women*. J. Appl. Physiol., 87(4):1326-1332.

Fayet G., Rouché A., Hogrel J.Y., Tomé F.M., Fardeau M. (2001) *Age-related morphological changes of the deltoid muscle from 50 to 79 years of age*. Acta Neuropathol., 101(4):358-366.

Gerdle B., Karlsson S., Crenshaw A.G., Fridén J. (1997) *The relationships between EMG and muscle morphology throughout sustained static knee extension at two submaximal force levels*. Acta Physiol. Scand., 160(4):341-51.

Gerdle B., Wretling M.I., Henriksson-Larsen K. (1988) *Do the fibre type proportion and the angular velocity influence the mean power frequency of the electromyogram?* Acta Physiol. Scand., 134:341-346.

Grimby G., Saltin B. (1983) *The ageing muscle*. Clin. Physiol., 3(3):209-218.

Hägg G.M., Suurküla J. (1991) *Zero crossing rate of electromyograms during occupational work and endurance tests as predictors for work related myalgia in the shoulder/neck region*. Eur. J. Appl. Physiol., 62:436-444.

Häkkinen K., Newton R.U., Gordon S.E., McCormick M., Volek J.S., Nindl B.C., Gotshalk L.A., Campbell W.W., Evans W.J., Häkkinen A., Humphries B.J., Kraemer W.J. (1998) *Changes in muscle morphology, electromyographic activity, and force production characteristics during progressive strength training in young and older men*. Biol. Sci. Med. Sci., 53(6):B415-423.

Henneman E. (1985) *The size-principle: a deterministic output emerges from a set of probabilistic connections* J. Exp. Biol., 115:105-112.

Hernández N., Torres S.H., Vera O., De Sanctis J.B., Flores E. (2001) *Muscle fiber composition and capillarization in relation to metabolic alterations in hypertensive men*. J. Med., 32(1-2):67-82.

- Hernelahti M., Tikkanen H.O., Karjalainen J., Kujala U.M. (2005) *Muscle fiber-type distribution as a predictor of blood pressure: a 19-year follow-up study*. Hypertension, 45(5):1019-1023.
- Hill A.V., Sec R.S. (1938) *The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle. From the section of Biophysics*. Londyn, Department of Physiology, University College.
- Jaworowski A., Porter M.M., Holmbäck A.M., Downham D., Lexell J. (2002) *Enzyme activities in the tibialis anterior muscle of young moderately active men and women: relationship with body composition, muscle cross-sectional area and fibre type composition*. Acta Physiol. Scand., 176(3):215-225.
- Johnson M.A., Polgar J., Weightman D., Appleton D. (1973) *Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study*. J. Neurol. Sci., 18:111-129.
- Kent-Braun J.A., Ng A.V., Young K. (2000) *Skeletal muscle contractile and non-contractile components in young and older women and men*. J. Appl. Physiol., 88:662-668.
- Kędzior K., Wit A.: *Biomechanika*. Warszawa, Politechnika Warszawska, Akademia Wychowania Fizycznego 2002 [Rękopis na prawach maszynopisu].
- Klein C.S., Marsh G.D., Petrella R.J., Rice C.L. (2003) *Muscle fiber number in the biceps brachii muscle of young and old men*. Muscle, 28(1):62-68.
- Larsson L., Ansved T. (1985) *Effects of long-term physical training and detraining on enzyme histochemical and functional skeletal muscle characteristic in man*. Muscle Nerve, 8(8):714-722.
- Lexell J., Taylor C.C. (1991) *Variability in muscle fibre areas in whole human quadriceps muscle: effects of increasing age*. J. Anat., 174:239-249.
- Manta P., Kalfakis N., Kararizou E., Vassilopoulos D., Papageorgiou C. (1996) *Size and proportion of fiber types in human muscle fascicles*. Clin. Neuropathol., 15(2):116-118.
- Matthews G.G. (1986) *Cellular physiology of nerve & muscle*. Palo Alto, Blackwell Scientific Publications.
- Merletti R., Lo Conte L.R., Cisari C., Actis M.V. (1992) *Age related changes in surface myoelectric signals*. Scan. J. Rehabil. Med., 24:25-36.
- Miller A.E., MacDougall J.D., Tarnopolsky M.A., Sale D.G. (1993) *Gender differences in strength and muscle fiber characteristics*. Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol., 66(3):254-262.

- Monemi M., Eriksson P.O., Eriksson A., Thornell L.E. (1998) *Adverse changes in fibre type composition of the human masseter versus biceps brachii muscle during aging*. J. Neurol. Sci., 154(1):35-48.
- Niewiadomski W., Gąsiorowska A. (2010) *Czynność komórek mięśniowych*. [W]: Wykłady z fizjologii człowieka. Red. M. Tafil-Klawe, J.J. Klawe. Warszawa, PZWL.
- Nikolić M., Malnar-Dragojević D., Bobinac D., Bajek S., Jerković R., Soić-Vranić T. (2001) *Age-related skeletal muscle atrophy in humans: an immunohistochemical and morphometric study*. Coll. Antropol., 25(2):545-553.
- Nygaard E., Sanchez J. (1982) *Intramuscular variation of fiber types in the brachial biceps and the lateral vastus muscles of elderly men: how representative is a small biopsy sample?* Anat. Rec., 203(4):451-459.
- Pereira M.C., Isayama R.N., Seabra J.C., Campos G.E., Paschoal I.A. (2004) *Distribution and morphometry of skeletal muscle fibers in patients with chronic obstructive pulmonary disease and chronic hypoxemia*. Muscle Nerve, 30(6):796-798.
- Porter M.M., Vandervoort A.A., Lexell J. (1995) *Aging of human muscle: structure, function and adaptability*. Scand. J. Med. Sci. Sports, 5:129-142.
- Proctor D.N., Sinning W.E., Walro J.M., Sieck G.C., Lemon P.W. (1995) *Oxidative capacity of human muscle fiber types: effects of age and training status*. J. Appl. Physiol., 78(6):2033-2038.
- Rogers D.R., MacIsaac D.T. (2011) *EMG-based muscle fatigue assessment during dynamic contractions using principal component analysis*. J. Electromyogr. Kinesiol., 21:811-818.
- Schantz P., Randall-Fox E., Hutchison W., Tydén A., Astrand P.O. (1983) *Muscle fibre type distribution, muscle cross-sectional area and maximal voluntary strength in humans*. Acta Physiol. Scand., 117(2):219-226.
- Silbernagl S., Despopoulos A. (1994) *Kieszonkowy atlas fizjologii*. Warszawa, PZWSz.
- Sjöström M., Lexell J., Eriksson A., Taylor C.C. (1991) *Evidence of fibre hyperplasia in human skeletal muscles from healthy young men? A left-right comparison of the fibre number in whole anterior tibialis muscles*. Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol., 62(5):301-304.
- Staron R.S., Karapondo D.L., Kraemer W.J., Fry A.C., Gordon S.E., Falkel J.E., Hagerman F.C., Hikida R.S. (1994) *Skeletal muscle adaptations during early phase of heavy-resistance training in men and women*. J. Appl. Physiol., 76(3):1247-1255.
- Wade A.J., Marbut M.M., Round J.M. (1990) *Muscle fibre type and aetiology of obesity*. Lancet, 335(8693):805-808.

III. Dolegliwości mięśniowo-szkieletowe jako następstwo nadmiernego obciążenia

III.1. Dolegliwości układu mięśniowo-szkieletowego

Dolegliwości bólowe w różnych obszarach układu ruchu są określane różnymi terminami, przeważnie powiązanymi z czynnościami wykonywanymi na stanowisku pracy, co sugeruje związek między pracą a występowaniem tych dolegliwości. Często stosowany jest termin – dolegliwości układu mięśniowo-szkieletowego wynikające z wykonywanej pracy (ang. *work related musculoskeletal disorders* – WMSDs), a także – urazy i dolegliwości spowodowane występowaniem powtarzających się obciążeń (ang. *repetitive strain injury* – RSI czy *cumulative trauma disorders* – CTD). Jednakże najczęściej spotykany i najbardziej ogólny jest termin – dolegliwości mięśniowo-szkieletowe (ang. *musculoskeletal disorders* – MSDs). MSDs są identyfikowane jako jeden z najczęściej pojawiających się problemów zdrowotnych w Unii Europejskiej oraz jako istotna przyczyna absencji w pracy (European Foundation for the Improvement of Living and Working Conditions, 2007).

Patofizjologia i źródła rozwoju MSDs nie zostały jak dotąd w pełni wyjaśnione. Przyjmuje się, że te dolegliwości są następstwem zmian przeciążeniowych mięśni, ścięgien, chrząstek i torebek stawowych, a także więzadeł i kości. Dysfunkcje układu mięśniowo-szkieletowego pojawiają się w wyniku długotrwałego działania bodźca powodującego stopniowe zaburzenia funkcji poszczególnych tkanek bądź w wyniku urazu. Uraz powstaje nagle, może jednak być również wynikiem zmian w tkankach ścięgien, mięśni i więzadeł. Czasami po wyleczeniu skutków urazu w danym miejscu mogą powstawać dysfunkcje.

Umiejscowienie zmian przeciążeniowych i spowodowanych tym MSDs często jest powiązane z rodzajem czynności wykonywanych w miejscu pracy. Dolegliwości mięśniowo-szkieletowe, a w szczególności te dotyczące obszaru kręgosłupa,

są często zaliczane do chorób cywilizacyjnych związanych z wykonywaną pracą zawodową. W niektórych krajach pewne rodzaje MSDs są zaliczane do chorób zawodowych, w innych do parazawodowych. W Polsce, zgodnie z Kodeksem pracy (*Ustawa z dnia 26 czerwca 1974 r. Kodeks pracy*, t. j. Dz.U. 2014, poz. 1502, 1662, art. 235) choroba zawodowa to ta, dla której istnieje bezpośredni związek między czynnikiem środowiska pracy ją wywołującym a samą chorobą. Natomiast pod pojęciem chorób parazawodowych należy rozumieć choroby o złożonej etiologii, w których powstaniu warunki pracy stanowią jeden z wielu czynników przyczynowych, lecz udział tych czynników nie jest dominujący. Oznacza to, że choroba parazawodowa może być powiązana z warunkami pracy, jednakże czynniki pozazawodowe oraz czynniki indywidualne powiązane z osobą również stanowią o ryzyku rozwoju tej choroby.

III.2. Czynniki rozwoju dolegliwości układu mięśniowo-szkieletowego

Wydaje się, iż dolegliwości mięśniowo-szkieletowe mogą mieć wiele przyczyn, których źródłem jest splot wymagań związanych z pracą, zbyt dużych w stosunku do możliwości pracownika wynikających z jego cech indywidualnych. Czynniki indywidualne charakteryzujące pracownika oraz czynniki związane ze stylem życia, poza czynnikami środowiska pracy, są główną determinantą rozwoju MSDs. Jednakże trudno jest dokładnie określić, szczególnie w sposób ilościowy, mechanizmy, poprzez które różne czynniki, zarówno te powiązane ze stanowiskiem pracy jak i z samym pracownikiem, wpływają na jego zdrowie.

Czynniki indywidualne (np. wydolność organizmu, siła fizyczna itp.) oraz te związane ze sposobem odżywiania mogą być określone jako wewnętrzne, natomiast czynniki uwarunkowane wykonywaną pracą i czynnościami wykonywanymi poza pracą mogą być określone jako zewnętrzne.

Powszechnie przyjmuje się, że wśród czynników zewnętrznych w rozwoju MSDs istotne są czynniki biomechaniczne (Punnett i in., 2005), występowanie drgań mechanicznych określanych jako wibracja (Bovenzi 2008) oraz czynniki psychospołeczne (Smith i in., 2006; Huang i Feuerstein, 2004).

Oddziaływanie czynników biomechanicznych jest definiowane rozpatrywaniem łącznie parametrami opisującymi pozycję ciała i siłę w powiązaniu z czasem ich oddziaływania. Rozwojowi MSDs może sprzyjać ciężka praca fizyczna, np. podnoszenie i przenoszenie ciężkich ładunków, pchanie, ciągnięcie (van Nieuwenhuysse i in., 2006). Podczas wykonywania takich czynności pracownik wywiera siły

o dużej wartości, przy zaangażowaniu całego ciała w pozycji określonej rodzajem wysiłku. Również praca biurowa lub praca na linii produkcyjnej, pakowanie małych przedmiotów itp., tj. praca, która dotyczy głównie kończyn górnych w powtarzających się sekwencjach ruchu i wywieranej siły z obciążeniem statycznym pleców, oddziałuje w sposób mogący skutkować zaburzeniami układu mięśniowo-szkieletowego (Choobineh i in., 2011). Jednakże wysiłek fizyczny podczas programów treningowych z dużym obciążeniem ma korzystne skutki dla organizmu ludzkiego (Rooks i in., 2002; Ylinen i in., 2003). Zatem obciążenie fizyczne wywołane przez czynniki biomechaniczne związane z pozycją ciała i wywieranymi siłami może spowodować nie tylko utratę, lecz również poprawę zdrowia.

Wpływ drgań mechanicznych (wibracji) na zdrowie również nie jest jednoznaczny. Udokumentowano, że oddziaływanie wibracji na całe ciało jest czynnikiem zwiększającym ryzyko występowania bólu pleców (Tiemessen i in., 2008). Wibracja całego ciała odnosi się przede wszystkim do sytuacji, gdy osoba siedzi na siedzisku, które jest źródłem drgań, a więc przeważająca część korpusu jest narażona na drgania, co może negatywnie wpłynąć na poszczególne tkanki i naczynia krwionośne. Wibracja miejscowa jest również istotnym czynnikiem ryzyka dla rozwoju MSDs u pracowników, którzy używają szlifierek, wiertarek, pił, młotków i innych narzędzi drgających (Heaver i in., 2011). Długotrwałe oddziaływanie na człowieka drgań miejscowych może wywołać wiele zaburzeń w organizmie, doprowadzając w konsekwencji do trwałych, nieodwracalnych zmian chorobowych, głównie w układzie naczyniowym, nerwowym i kostno-stawowym (Koradecka, 1980). Zespół takich zmian nosi nazwę zespołu wibracyjnego (ang. *hand-vibration syndrom* – HAVS). Zespół wibracyjny jest uznawany w wielu krajach (w tym również w Polsce) za chorobę zawodową (*Rozporządzenie Rady Ministrów z dnia 30 czerwca 2009 r. w sprawie chorób zawodowych*. Dz.U. Nr 105, poz. 869). Jednakże drgania mogą mieć także działanie rehabilitacyjne. Mogą być skuteczne w poprawie równowagi (Mani i in., 2010) oraz gęstości mineralnej kości (Rehn i in., 2008), są również stosowane jako wspomaganie treningu zwiększającego siłę mięśniową (Rehn i in., 2007).

Sygnal drgań charakteryzuje się ilościowo przez amplitudę, przyspieszenie oraz częstotliwość. Poziom oddziaływania drgań zależy od wielkości tych parametrów. Części ciała, które są w kontakcie z przedmiotem będącym źródłem drgań (narzędziem lub siedziskiem), są narażone na największą dawkę. Mięśnie mają właściwości tłumienia określane przez współczynnik tłumienia (Wakeling i in., 2002). Oznacza to, że w wyniku tłumienia drgań dawka zmienia się po osiągnięciu kolejnych obszarów ciała, a części ciała znajdujące się w oddaleniu od źródła drgań

są narażone w znacznie mniejszym stopniu. Dlatego też każdemu obszarowi ciała można przypisać inną dawkę drgań opisaną jako funkcja parametrów źródła drgań, właściwości tłumienia w strukturach ciała i odległości od źródła drgań.

Również czynniki psychospołeczne mogą stanowić przyczynę nadmiernego obciążenia układu mięśniowo-szkieletowego i przez to prowadzić do rozwoju MSDs. Są dowody wskazujące na wpływ czynników psychospołecznych na rozwój MSDs, głównie kończyn górnych (barku, ramienia, łokcia, przedramienia i nadgarstka), (Eatough i in., 2012). Psychospołeczne czynniki występujące podczas pracy obejmują monotonię pracy, presję czasu, koncentrację, odpowiedzialność, nakład pracy, przejrzystość wykonywanych zadań, kontrolę, autonomię i wsparcie społeczne od kolegów, przełożonych lub członków rodziny. Oddziaływanie różnego typu czynników psychospołecznych jest powiązane z odczuwaniem stresu. Wpływ czynników psychospołecznych na stres i przez to na zdrowie jest wyjaśniany za pomocą różnych modeli. Wśród modeli teoretycznych, które pomagają zrozumieć i określić ilościowo stres w odniesieniu do środowiska pracy, model Karaska typu „wymagania – kontrola”, później rozszerzony o „wsparcie”, jest najlepiej przetestowany i potwierdzony (Noblet i in., 2001; Pelfrene i in., 2001).

Psychospołeczne czynniki mogą powodować stres i wpływać na rozwój zaburzeń w funkcjonowaniu struktur ludzkiego ciała. Jednakże Chiang i in. (2010) wykazali, że wymagania pracy mogą nie być stresujące, zwłaszcza jeśli ktoś ma kontrolę nad obowiązkami i otrzymuje wystarczające wsparcie społeczne. Według modelu Karaska (Karasek, 1979) psychologiczne wymagania pracy oraz możliwość kontroli to połączenie czynników, które mogą być szkodliwe lub korzystne, tj. mogą powodować stres negatywny lub pozytywny. Stres pozytywny, postrzegany jako ekscytujący/pobudzający, motywuje, koncentruje energię. Przeciwnieństwem stresu pozytywnego jest stres negatywny, który powoduje niepokój, zmniejsza wydajność pracy i może być przyczyną problemów psychicznych i fizycznych. To dowodzi, że oddziaływanie czynników psychospołecznych może prowadzić zarówno do pogorszenia, jak i poprawy zdrowia.

W przeciwieństwie do czynników biomechanicznych i wibracji, czynniki psychospołeczne są opisane bardziej subiektywnie (w sposób jakościowy) niż obiektywnie (w sposób ilościowy). Zatem obciążenie psychiczne jest trudniejsze do zidentyfikowania w sposób ilościowy. Ilościowo można je oceniać w 4-punktowej skali jakości pracy (De Jonge i in., 2000). Wsparcie społeczne zaś może być zmierzone na skali 10-elementowej (van Veldhoven i Sluiter, 2009).

Ważne są również interakcje między tymi trzema czynnikami (biomechanicznymi, wibracją i psychicznymi). Oddziaływanie wibracji w połączeniu

z oddziaływaniem czynników biomechanicznych, powiązanych z pozycją ciała, wywieraniem siły i powtarzalnymi czynnościami, może być przyczyną rozwoju chorób, takich jak zespół cieśni nadgarstka (Bovenzi i in., 2000). Utrzymywanie niewygodnych pozycji ciała z dodatkowym oddziaływaniem wibracji całego ciała (ang. *whole body vibration* – WBV) zwiększa ryzyko bólów kręgosłupa nawet czterokrotnie w porównaniu z samą pozycją siedzącą bez występowania drgań (Lis i in., 2007). Połączenie oddziaływania czynników biomechanicznych i psychospołecznych zwiększa ryzyko urazów układu mięśniowo-szkieletowego (Koehoorn i in., 2006).

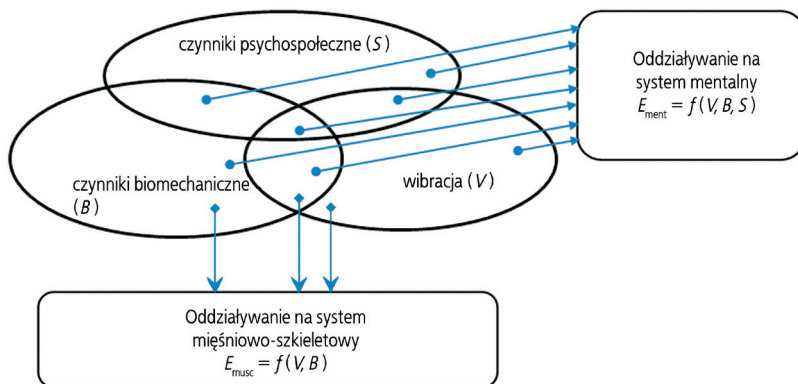
Oddziaływanie trzech wymienionych czynników w krótkim czasie, np. podczas jednego dnia, może być określone jako oddziaływanie całkowite, ale także jako krótkookresowe. Natomiast oddziaływanie w dłuższym czasie, na który składa się zsumowany czas oddziaływania krótkookresowego, jest określane jako długookresowe.

III.3. Model interakcji między czynnikami obciążenia zewnętrznego a zmianami w układzie mięśniowo-szkieletowym

Biorąc pod uwagę, że ekspozycja na zewnętrzne czynniki ryzyka rozwoju MSDs jest funkcją parametrów charakteryzujących kombinację czynników biomechanicznych, wibracji oraz czynników psychospołecznych, zaproponowano model relacji między zewnętrznymi czynnikami oddziaływania, procesami struktur wewnętrznych i skutkami takiego oddziaływania (model interakcji – MI), (Roman-Liu, 2013). Model ten jest oparty na zaproponowanej przez Armstronga i in. (1993) koncepcji rozwoju parazawodowych chorób i MSDs szyi oraz kończyn górnych. Według modelu miernikami stanu systemu (wewnętrznej struktury ludzkiego ciała) w określonym czasie oddziaływania są poziom oddziaływania, dawka, pojemność i odpowiedź. Odpowiedź jednego z poziomów stanowi dawkę na następnym poziomie. Ponadto zakłada się, że odpowiedź na jedną lub więcej dawek może zmniejszyć lub zwiększyć pojemność odpowiedzi w kolejnych dawkach.

MI dzieli wewnętrzną strukturę ludzkiego ciała na system mentalny i system układu mięśniowo-szkieletowego (rys. III-1). Właściwości tych systemów zależą od cech indywidualnych, które są uwarunkowane genetycznie i stylem życia. Koncepcja modelu jest oparta na założeniu, że czynniki biomechaniczne (B) i wibracja (V) oraz kombinacja tych czynników wpływają na układ mięśniowo-szkieletowy bezpośrednio. Czynniki psychospołeczne (S) oraz czynniki B i V , a także ich kombinacja,

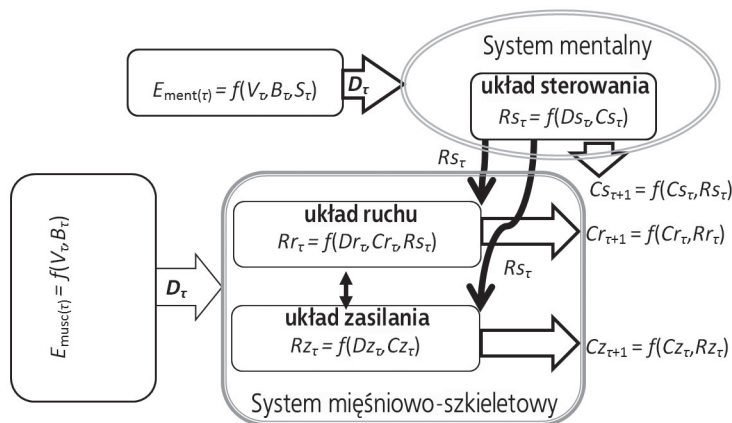
wpływają bezpośrednio na system mentalny. Te trzy czynniki zewnętrzne w danym momencie czasu k stanowią poziom oddziaływania (E).



Rys. III-1. Model oddziaływania czynników zewnętrznych biomechanicznych, wibracji i psychospołecznych (B , V , S) na system mentalny (E_{ment}) i na system mięśniowo-szkieletowy (E_{musc}), (na podstawie Roman-Liu, 2013)

W danym momencie czasu τ_k system mięśniowo-szkieletowy i system mentalny są w określonym stanie zdrowia rozumianym jako stan struktur ciała (mięśni i ścięgien, stawów, więzadeł, nerwów, szkieletu, chrząstek i naczyń krwionośnych). Ten stan jest nazywany pojemnością (C). Zgodnie z założeniami modelu Armstronga (1993) C jest odpornością na destabilizację spowodowaną różnymi dawkami i określa zdolność systemu (fizyczną lub psychologiczną) do opierania się destabilizacji wynikającej z oddziaływania zewnętrznych czynników obciążenia. Oddziaływanie jednostkowe (E) na zewnętrzne struktury ciała tworzy dawkę (D) na poziomie wewnętrznym, zależną od cech indywidualnych pracownika. Dawka jest definiowana przez zestaw czynników mechanicznych, fizjologicznych lub psychologicznych, które w pewien sposób zaburzają stan wewnętrzny pracownika. Rezultatem połączenia dawki D uzależnionej od oddziaływania E z pojemnością C jest odpowiedź R . Oznacza to, że R jest funkcją zarówno D , jak i C , i może być zmniejszona lub zwiększona (adaptacja) w zależności od poprzedniej dawki i odpowiedzi. A więc MI obejmuje zarówno pozytywne, jak i negatywne rezultaty oddziaływania czynników biomechanicznych, wibracji i czynników psychospołecznych. Oddziaływanie tych czynników na system mentalny powoduje odpowiedź, która jest jednocześnie dawką dla układu mięśniowo-szkieletowego. Dlatego całkowite oddziaływanie na układ mięśniowo-szkieletowy zależy od bezpośredniego oddziaływania czynników biomechanicznych i wibracji oraz ich kombinacji, a także pośredniego oddziaływania

wewnętrznej dawki będącej reakcją systemu mentalnego. Po połączeniu modelu MI z modelem zaproponowanym przez Wita i Kędziora (2002) model oddziaływania można przedstawić tak, jak na rysunku III-2.



Rys. III-2. Model oddziaływania na system mentalny (E_{ment}) i system mięśniowo-szkieletowy (E_{musc}), (na podstawie Roman-Liu, 2013); B – czynniki biomechaniczne; V – wibracja; S – czynniki psycho-społeczne. D – dawka; C – pojemność; R – odpowiedź; r – struktury układu ruchu; z – struktury układu zasilania (sercowo-naczyniowy i krwionośny); s – struktury układu sterowania; τ – czas oddziaływania

Ciągłe lub powtarzalne oddziaływanie danego czynnika wielokrotnie w ciągu tygodni, miesięcy lub lat, podobnie jak poziom tego oddziaływania, odgrywa znaczącą rolę (Lis i in., 2007). W proponowanej koncepcji MI ludzkie ciało reaguje cały czas. Organizm może się dostosowywać (zmienić pojemność), zwiększając lub zmniejszając tolerancję na kolejne dawki. Pojemność w danym momencie τ_k jest funkcją pojemności i odpowiedzi w momencie τ_{k-1} . W związku z tym pojemność w momencie τ_k i pojemność w momencie czasu τ_{k+1} mogą być różne. Czas τ jest traktowany jako dyskretne próbki, których długość może być regulowana. Rozsądnie jest przyjąć, iż podstawową jednostką jest dzień. Efekt oddziaływania może być oceniany po kilku dniach, miesiącu, roku itd.

Wewnątrz odcinka czasu τ_k zachodzą procesy powiązane z poziomem oddziaływania jednostkowego czynników zewnętrznych. Aby wyrazić poziom oddziaływania jednostkowego jako funkcję czasu, wewnątrz każdego dyskretnego odcinka τ_k wyróżniono zmienną t dającą możliwość oceny oddziaływania jednostkowego w określonej chwili czasu t , gdzie t jest czasem charakteryzującym proces pracy. Zatem na poziom oddziaływania całkowitego podczas np. dnia pracy składa się

poziom oddziaływania jednostkowego występującego podczas kolejnych chwil czasowych procesu pracy.

MI odzwierciedla wieloczynnikową naturę rozwoju dolegliwości oraz złożoną naturę zależności między zmiennymi E , D , C i R . Przy czym model nie rozróżnia oddziaływania ze względu na czynniki obciążenia powiązane z pracą zawodową oraz te powiązane z czynnościami wykonywanymi w czasie wolnym. Kolejne odpowiedzi na dawkę powiązaną z oddziaływaniem mogą prowadzić do poprawy lub upośledzenia stanu zdrowia w zależności zarówno od poziomu, jak i czasu oddziaływania.

Model jest koncepcją, która musi być wypełniona konkretnymi rozwiązaniami ilościowymi. Tak więc, aby model mógł być zastosowany, niezbędne są odpowiednie zależności matematyczne, które powinny wyrażać oddziaływanie jako funkcję parametrów opisujących ilościowo czynniki oddziaływania, oraz równania matematyczne opisujące dawkę jako funkcję oddziaływania i parametrów definiujących właściwości struktur wewnętrznych, a także pojemność jako funkcję parametrów definiujących właściwości struktur wewnętrznych. Poziom oddziaływania może być określony ilościowo jako funkcja parametrów odnoszących się do pozycji ciała, wywieranej siły, wibracji i czynników psychospołecznych. Znacznie trudniejsze do wyrażenia ilościowego są zależności wewnętrzne, na które wpływ mają także parametry opisujące cechy indywidualne. Procesy biologiczne, które prowadzą od dawki do odpowiedzi i w rezultacie do poprawy lub pogorszenia stanu zdrowia, nie są dobrze poznane. Do uzyskania ilościowych zależności pomiędzy oddziaływaniem i ilościową odpowiedzią układu mięśniowo-szkieletowego konieczne są odpowiednie badania ilościowe – epidemiologiczne i eksperymentalne.

Model zakłada, że czynniki oddziałujące na pracownika mogą mieć zarówno pozytywne, jak i negatywne konotacje. Przy czym czas długotrwałego oddziaływania, przez jaki osoba jest narażona na określone czynniki, wpływa na skutki tego oddziaływania, a więc na to, czy efekt oddziaływania jest korzystny, czy szkodliwy. Prowadzi to do wniosku, że aby odróżnić oddziaływanie korzystne od negatywnego, konieczne jest wyrażenie odpowiedzi jako funkcji parametrów opisujących oddziaływanie całkowite występujące w kolejnych odcinkach czasu τ .

Ze względu na to, iż rozwój MSDs jest powiązany z krótkookresowym oraz z długookresowym oddziaływaniem wynikającym z czynności wykonywanych na stanowisku pracy, działania zmierzające do określenia optymalnego poziomu oddziaływania mają bardzo duże znaczenie. Ponieważ czynniki biomechaniczne odgrywają zasadniczą rolę w rozwoju MSDs, a wpływ czynników psychospołecznych

i wibracji jest stosunkowo mało udokumentowany, więc w dalszym ciągu publikacji rozpatrywane będzie tylko oddziaływanie spowodowane występowaniem czynników biomechanicznych.

III.4. Bibliografia

Armstrong T.J., Buckle P., Fine, L.J., Hagberg M., Jonsson B., Kilbom A., Kuorinka I.A., Silverstein B.A., Sjøgaard G., Viikari-Juntura E.R. (1993) *A conceptual model for work-related neck and upper-limb musculoskeletal disorders*. Scand. J. Work Env. Hea., 19(2):73-84.

Bovenzi M., Lindsell C.J., Griffin M.J. (2000) *Acute vascular responses to the frequency of vibration transmitted to the hand*. Occup. Environ. Med., 57(6):422-430.

Bovenzi M. (2008) *A follow up study of vascular disorders in vibration-exposed forestry workers*. Int. Arch. Occ. Env. Hea., 81:401-408.

Chiang F.F.T., Birtch T.A., Kwan H.K. (2010) *The moderating roles of job control and work-life balance practices on employee stress in the hotel and catering industry*. Int. J. Hosp. Manag., 29:25-32.

Choobineh A., Motamedzade M., Kazemi M., Moghimbeigi A., Pahlavian H. (2011) *The impact of ergonomics intervention on psychosocial factors and musculoskeletal symptoms among office workers*. Int. J. Ind. Ergonom., 41:671-676.

De Jonge J., Dollard M. F., Dormann C., Le Blanc P.M., Houtman, I.L.D. (2000) *The demand-control model: specific demands, specific control, and well-defined groups*. Int. J. Stress Manage., 7:269-287.

Eatough E.M., Waya J.D., Chang Ch.H. (2012) *Understanding the link between psychosocial work stressors and work-related musculoskeletal complaints*. Appl. Erg., 43:554-563.

European Foundation for the Improvement of Living and Working Conditions (2007) *Forth European Working Conditions Survey*. www.eurofound.europa.eu.

Heaver C., Goonetilleke K.S., Ferguson H., Shiralkar S. (2011) *Hand-arm vibration syndrome: a common occupational hazard in industrialized countries*. J. Hand Surg. (European Vol.), 36(5):354-363.

Hoogendoorn W.E., Bongers P.M., de Vet H.C.W., Ariëns G.A.M., van Mechelen W. (2002) *High physical work load and low job satisfaction increase the risk of sickness*

absence due to low back pain: results of a prospective cohort study. Occup. Environ. Med., 59(5):323-328.

Huang G.D., Feuerstein M. (2004) *Identifying work organization targets for a work-related musculoskeletal symptom prevention program.* J. Occup. Rehabil., 14(1):13-30.

Karasek R.A. (1979) *Job demands, job decision latitude, and mental strain: Implications for job redesign.* Admin. Sci. Quart., 24:285-308.

Koehoorn M., Demers P.A., Hertzman C., Village J., Kennedy S.M. (2006) *Work organization and musculoskeletal injuries among a cohort of health care workers.* Scand. J. Work Env. Hea., 32(4):285-293.

Koradecka D. (1980) *Wpływ czynników związanych z pracą typowym narzędziem wibracyjnym na obwodowe krążenie krwi.* Materiały do Studiów i Badań. Warszawa, CIOP.

Lis A.M., Black K.M., Korn M., Nordin M. (2007) *Association between sitting and occupational LBP.* Europ. Spine J., 16:28-298.

Mani R., Milosavljevic S., Sullivan S.J. (2010) *The effect of occupational whole-body vibration on standing balance: A systematic review.* Int. J. Ind. Ergonom., 40:698-709.

Noblet A., Rodwell J., McWilliams J. (2001) *The job strain model is enough for managers: no augmentation needed.* J. Manag. Psychol., 16:635-649.

Pelfrene E., Vlerick, P., Mak R.P., De Smet P., Kornitzer M., De Backer G. (2001) *Scale reliability and validity of the Karasek 'Job Demand-Control-Support' model in the Bel stress study.* Work Stress, 15:297-313.

Punnett L., Pruss-Ustun A., Nelson D.I., Fingerhut M.A., Leigh J., Tak S.W., Phillips S. (2005) *Estimating the global burden of low back pain attributable to combined occupational exposures.* Am. J. Ind. Med., 48:459-469.

Rehn B., Lidstrom J., Skoglund J., Lindstrom B. (2007) *Effects on leg muscular performance from whole-body vibration exercise: a systematic review.* Scand. J. Med. Sci. Sports, 17:2-11.

Rehn B., Nilsson P., Norgren M. (2008) *Effects of whole-body vibration exercise on human bone density – a systematic review.* P. Therapy Rev., 13:427-433.

Roman-Liu D. (2013) *External load and the reaction of the musculoskeletal system-A conceptual model of the interaction.* Int. J. Ind. Ergonom., 43:356-362.

Rooks D.S., Silverman C.B., Kantrowitz F.G. (2002) *The Effects of Progressive Strength Training and Aerobic Exercise on Muscle Strength and Cardiovascular Fitness in Women With Fibromyalgia: A Pilot Study*. Arthritis Reum., 47:22-28.

Smith D.R., Mihashi M., Adachi Y., Koga H., Ishitake T. (2006) *A detailed analysis of musculoskeletal disorder risk factors among Japanese nurses*. J. Safety Res., 37(2):195-200.

Tiemessen J.H., Hulshof C.T.J., Frings-Dresen M.H.W. (2008) *Low back pain in drivers exposed to whole body vibration: analysis of a dose-response pattern*. Occup. Environ. Med., 65:667-675.

Van Nieuwenhuyse A., Somville P.R., Grombez G., Budorf A., Vebeke G., Johannik K., Van den Bergh O., Masschelein R., Mairiaux P., Moens G.F. (2006) *The role of physical workload and pain related fear in the development of low back pain in young workers: evidence from the Blowback study; results after one year of follow up*. Occup. Environ. Med., 63:45-52.

Van Veldhoven M.J., Sluiter J.K., (2009) *Work-related recovery opportunities: testing scale properties and validity in relation to health*. Int. Arch. Occ. Env. Hea., 82(9):1065-1075.

Wakeling J.M., Nigg B.M., Rozitis A.A. (2002) *Muscle activity damps the soft tissue resonance that occurs in response to pulsed and continuous vibrations*. J. Appl. Physiol., 93:1093-1103.

Ylinen J., Takala E.P., Nykänen M., Häkkinen A., Mäkiä, E., Pohjolainen T., Karppi S.L., Kautiainen H., Airaksinen O. (2003) *Active neck muscle training in the treatment of chronic neck pain in women. A randomized controlled trial*. J. Am. Med. Assoc., 289 (19):2509-2516.

Ustawa z dnia 26 czerwca 1974 r. Kodeks pracy (t. j. Dz.U. 2014, poz. 1502, 1662, art. 235).

Rozporządzenie Rady Ministrów z dnia 30 czerwca 2009 r. w sprawie chorób zawodowych (Dz.U. Nr 105, poz. 869).

IV. Oddziaływanie czynników biomechanicznych

IV.1. Zmiana parametrów biomechanicznych jako funkcja czasu

Wysiłek fizyczny jest powiązany z przyjmowaniem różnych pozycji ciała i czasami także z wywieraniem siły. Pozycja ciała wraz z wywieraną siłą, w danym momencie czasu, składają się na biomechaniczne oddziaływanie jednostkowe, czyli biomechaniczne obciążenie zewnętrzne E w danej chwili czasu t . Zmiana pozycji i/lub siły powoduje także zmianę wielkości tego obciążenia. Oznacza to, że zmiany E mogą być rozpatrywane i opisywane jako ciągła funkcja czasu $E_c(t)$. Jednakże zazwyczaj obciążenie jest rozpatrywane jako quasi statyczne. Wówczas oddziaływanie jest wyrażane jako dyskretna funkcja czasu $E_d(t_1, t_2, \dots, t_n)$, gdzie n jest liczbą wszystkich czynności pracy. W takim przypadku zakłada się, że w określonych krótkich chwilach czasu zmiana pozycji i/lub siły jest na tyle niewielka, że można wybrać jedną reprezentatywną wartość i określić czas jej trwania (t_k ; gdzie k mieści się w przedziale od 1 do n). Gdy zmiany E są traktowane jako dyskretnie, poszczególnym czynnościom przypisuje się wartość obciążenia wynikającą z pozycji ciała i wywieranej siły oraz czas przyjęty jako właściwy dla tego obciążenia (czas jednostkowy). Na rysunku IV-1 przedstawiono zmiany poziomu oddziaływania chwilowego jako funkcję czasu, gdy obciążenie jest rozpatrywane jako wielkość ciągła $E = E_c(t)$ i jako wielkość dyskretna $E = E_d(t_k)$ o różnej, lecz stałej wartości dla kolejnych czasów jednostkowych. W obu przypadkach na całkowite obciążenie składa się obciążenie zsumowane z poszczególnych chwil czasu. Co może być zapisane jako:

$$E = \sum_{k=1}^n E_d(t_k) \qquad E = \int_1^n E_c(t) \qquad (IV-1)$$

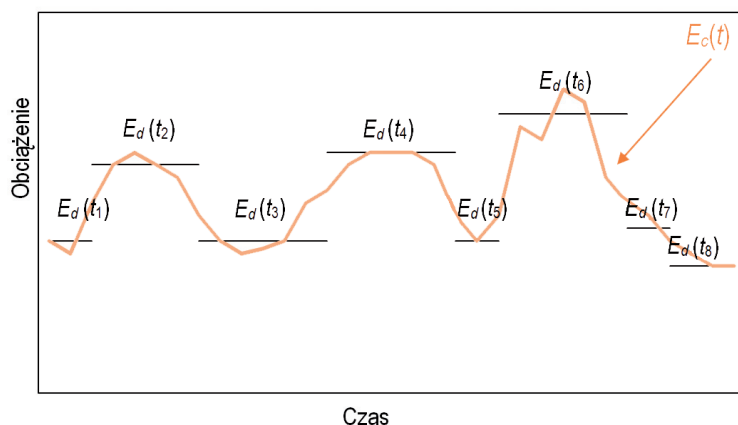
gdzie:

E – oddziaływanie całkowite (np. podczas jednego dnia)

$E_c(t)$ – obciążenie rozpatrywane jako wielkość ciągła

$E_d(t_k)$ – obciążenie rozpatrywane jako wielkość dyskretna

- k – numer kolejnej czynności pracy
 n – liczba wszystkich czynności pracy
 t_k – czas jednostkowy czynności o numerze k .

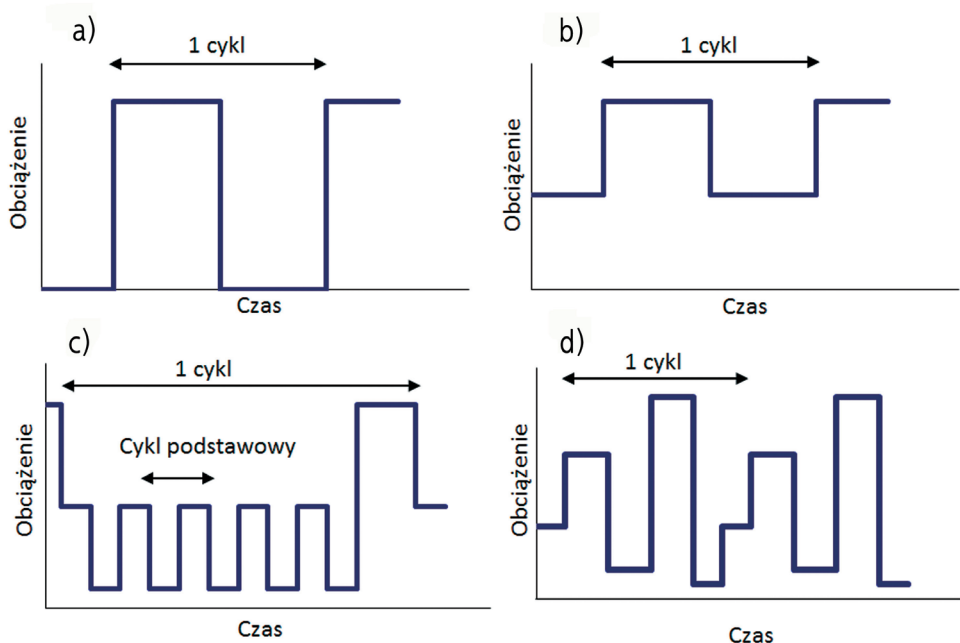


Rys. IV-1. Przykładowy wykres zmian obciążenia w czasie, gdy oddziaływanie jest rozpatrywane jako zmienna ciągła – $E_c(t)$ i zmienna dyskretna – $E_d(t_k)$

W ciągu dnia pracy jest wykonywany ciąg czynności składających się na obciążenie całkowite. Taki ciąg czynności może być określony jako cykl pracy, przy czym każda czynność odpowiada kolejnej fazie cyklu. Jeden cykl pracy może trwać całą zmianę roboczą, gdy sekwencje wykonywanych czynności nie powtarzają się. Jednakże na dzień pracy mogą się także składać czynności powtarzane jako sekwencja kilku czynności. Jeżeli cykl pracy jest krótki, czyli określona sekwencja czynności pracy jest powtarzana wielokrotnie, praca jest określana jako powtarzalna. Taka praca wiąże się z powtarzaniem obciążaniem tkanek tych samych obszarów ciała pracownika zaangażowanych w wykonywanie czynności. W interpretacji podanej przez Kilbom (1994) przyjęto, że praca jest powtarzalna, jeżeli wymaga wielokrotnego wykonywania podobnych cykli czynności roboczych. Podobieństwo cykli jest rozumiane w odniesieniu do sekwencji czasowych, rozwijanych sił mięśniowych oraz przestrzennej charakterystyki ruchów.

Odnosząc się do czynności pracy zdefiniowanych jako wielkość dyskretna, można wyznaczyć różne typy cyklu pracy. Najprostszym jest cykl składający się z dwóch faz: fazy obciążenia i fazy relaksacji (Mathiassen i Winkel, 1991). Na taki uproszczony model składają się tylko czynności z obciążeniem i bez obciążenia, co można opisać wykresem przedstawionym na rysunku IV-2a. Oprócz obciążenia będącego skutkiem powtarzalności ruchów może także występować obciążenie na niezmiennym poziomie (dodatkowe obciążenie statyczne). Schemat pracy

powtarzalnej ze składową obciążenia statycznego przedstawiono na rysunku IV-2b. Możliwa jest także praca powtarzalna o dodatkowo występującym cyklu podstawowym (rys. IV-2c). Najbardziej ogólny model pracy powtarzalnej uwzględnia zarówno obciążenie statyczne, jak i cykl podstawowy, i zazwyczaj wymaga aktywności pracownika podczas całego cyklu, na który składała się dowolna liczba faz cyklu pracy o różnym czasie trwania (rys. IV-2d). Taki model pracy powtarzalnej opiera się na założeniu, że podczas każdej z faz cyklu występuje inne obciążenie, czyli inny poziom siły zewnętrznej i/lub inne położenie członów ciała.



Rys. IV-2. Przykładowe obciążenie podczas wykonywania czynności powtarzalnych: a) prosty cykl składający się z fazy obciążenia i fazy odpoczynku; b) cykl o stałej składowej obciążenia; c) cykl zawierający cykl podstawowy; d) cykl złożony, na który składają się fazy o różnym obciążeniu i czasie trwania (Roman-Liu, 2003a)

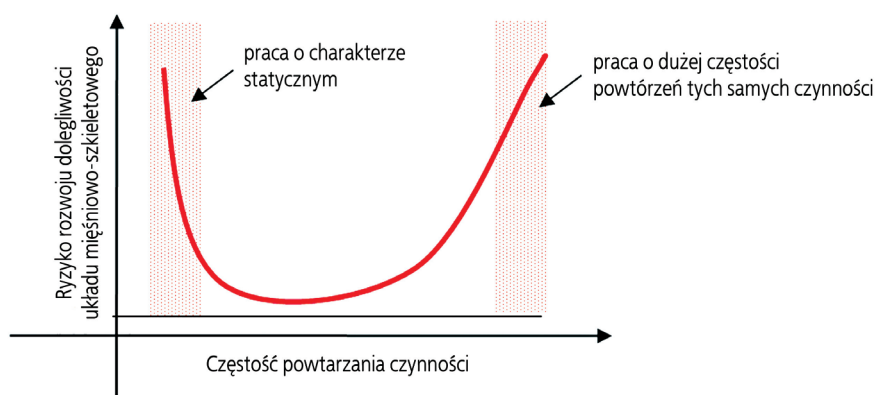
Wszystkie czynności występujące podczas pracy są traktowane jako kolejna faza cyklu z kolejnymi indeksami odnoszącymi się do tej fazy. Zatem praca jest charakteryzowana przez takie parametry, jak: czas trwania cyklu, na który składa się czas trwania każdej z faz cyklu (t_k), jednostkowe obciążenie biomechaniczne każdej z faz $E_d(t_k)$ oraz liczba faz (n). Obciążenie zsumowane ze wszystkich faz cyklu, z uwzględnieniem jego złożoności i stopnia powtarzalności, składa się na obciążenie cyklu. Jeżeli praca ma charakter powtarzalny, obciążenie cyklu składa się na obciążenie całkowite. Gdy sekwencje czynności pracy nie są powtarzane,

obciążenie cyklu jest synonimem obciążenia całkowitego, a czas trwania cyklu jest synonimem czasu całkowitego obciążenia i odpowiada oddziaływaniu np. podczas całej zmiany roboczej.

W zależności od długości cyklu pracy oraz liczby faz w danym cyklu określany jest charakter wysiłku fizycznego, determinowany szybkością i zakresem zmian pozycji ciała i wywieranej siły. Podczas wysiłków o dużej zmienności i szybkości ruchu następuje przepływ krwi sprzyjający wymianie metabolitów. Tego typu wysiłek jest określany jako dynamiczny w odróżnieniu od wysiłku statycznego. Wysiłek statyczny mięśni występuje tylko podczas izometrycznego skurczu mięśnia lub grupy zaangażowanych mięśni, w którego trakcie długość określonego mięśnia (kąć w stawie) nie ulega zmianie. Taka sytuacja nie jest możliwa przez długi czas pracy. W praktyce występują zmiany w aktywności mięśni wykonujących pracę, powiązane ze zmianą siły i/lub pozycji ciała. Jednakże zakresy i prędkości ruchu są niewielkie. Pomimo tego czasami mówi się o takich obciążeniach, że mają charakter statyczny w odróżnieniu od obciążeń dynamicznych. Przy czym należy podkreślić, iż nie ma ścisłych kryteriów, względem których następowałoby ilościowe zróżnicowanie wysiłku na statyczny bądź dynamiczny. Określenia te służą opisowemu scharakteryzowaniu wykonywanej pracy.

Podczas wysiłków o charakterze statycznym występuje utrudnienie przepływu krwi przez pracujące mięśnie w wyniku zwiększonego ich napięcia, powodującego mechaniczny ucisk na naczynia krwionośne. Prowadzi to do upośledzenia zaopatrzenia mięśni w tlen i uniemożliwia skuteczne usuwanie ciepła oraz produktów przemiany materii. Wysiłki takie zwiększają uciążliwość pracy ze względu na zmiany zachodzące w pracujących mięśniach oraz taką reakcję układu krążenia, która charakteryzuje się między innymi dużym wzrostem ciśnienia tętniczego krwi.

Praca o charakterze statycznym występuje w przypadku małej liczby czynności (faz cyklu) i długiego cyklu. Ponieważ zarówno obciążenie statyczne, jak i zbyt duża częstość zmian, stanowią zagrożenie rozwojem MSDs, relacje pomiędzy długością cyklu a liczbą faz cyklu są bardzo istotne. Na rysunku IV-3 przedstawiono wykres ilustrujący zagrożenia rozwojem MSDs w zależności od częstości powtarzania określonych czynności (PN-EN 1005-4:2005). Jak wynika z tego rysunku, zarówno utrzymywanie pozycji nieruchomej (obciążenie statyczne), jak i zbyt częste powtarzanie tych samych czynności pracy powoduje zwiększenie ryzyka rozwoju MSDs. Zaprezentowany wykres ujmuje problem jakościowo. Ilościowe zależności są ciągle przedmiotem badań. Powszechnie przyjmuje się, że praca, przy której czas powtarzanego cyklu jest krótszy niż 30 s lub przez ponad 50% czasu cyklu jest wykonywany taki sam cykl podstawowy, stwarza znaczne ryzyko rozwoju MSDs.



Rys. IV-3. Ryzyko rozwoju MSDs w zależności od częstości powtórzeń wykonywanych czynności pracy (PN-EN 1005-4:2005)

Wykonywanie każdej z czynności pracy wymaga zaangażowania całego ciała, z tym że różne obszary ciała są zaangażowane w różny sposób. Podczas prac wykonywanych w pozycji stojącej występuje zazwyczaj zaangażowanie ruchowe kończyn górnych, kończyn dolnych i pleców. Jednakże są też czynności angażujące ruchowo jedynie kończyny górne, podczas gdy kończyny dolne i plecy są obciążone wysiłkiem o charakterze statycznym powiązaniem z utrzymywaniem określonej pozycji ciała. Występują również takie czynności pracy, które angażują ruchowo tylko niektóre człony kończyny górnej, np. rękę, przy nieruchomym ramieniu i przedramieniu. Powoduje to z jednej strony obciążenie pewnych partii ciała pracą powtarzalną, z drugiej zaś obciążenie statyczne innych części ciała zaangażowanych w utrzymywanie pozycji.

IV.2. Parametry definiujące pozycję ciała

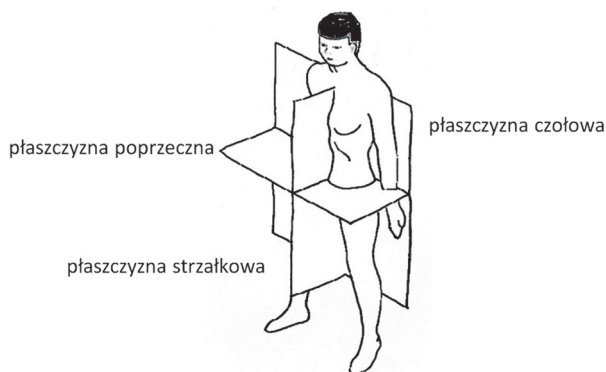
IV.2.1. Układ odniesienia do definiowania pozycji ciała

Pozycja ciała jest (oprócz wywieranej siły) składnikiem chwilowego obciążenia biomechanicznego. Dlatego dla ilościowej oceny oddziaływania (E) duże znaczenie ma określenie parametrów opisujących położenie kolejnych pozycji ciała.

Przyjmowanie przez człowieka określonych pozycji ciała oraz wykonywanie ruchu jest możliwe dzięki układowi ruchu, na który składają się szkielet i mięśnie

(*Biomechanika narządu ruchu człowieka*, 2011). W przypadku mechanizmów żywych (biomechanizmów) występuje ruch poszczególnych członów (kości) pod wpływem działania sił wewnętrznych (skurcz mięśni) w stawach sąsiednich członów połączonych tymi stawami.

Swobodny człon sztywny zawieszony w przestrzeni jest określany w kartezjańskim układzie współrzędnych za pomocą sześciu zmiennych. Trzy z nich definiują położenie lub ruch postępowy wzdłuż osi opisujących współrzędne x, y, z . Trzy pozostałe zmienne opisują ruch obrotowy wokół tych samych osi. Początek kartezjańskiego układu współrzędnych oznaczany jest najczęściej cyfrą 0 i wszystkie jego współrzędne w tym punkcie mają wartość 0. Płaszczyzny kartezjańskiego układu współrzędnych powiązane z ciałem człowieka mają znaczenie w definiowaniu położenia członów ciała i są określane jako: strzałkowa, czołowa lub poprzeczna. Położenie tych płaszczyzn przedstawione na rysunku IV-4 jest położeniem podstawowym. Jednakże układ płaszczyzn może być przesuwany, np. jego środek może się pokrywać z osią obrotu ramienia.



Rys. IV-4. Podstawowe płaszczyzny umożliwiające definiowanie pozycji ciała

Podstawowa płaszczyzna strzałkowa jest płaszczyzną symetrii dzielącą ciało człowieka na dwie części – prawą i lewą, z których jedna jest lustrzanym odbiciem drugiej. Można powiedzieć, że płaszczyzna ta przechodzi przez nos. Ruchy członów ciała w płaszczyźnie strzałkowej są określane jako zginanie (wartość dodatnia kąta) i prostowanie (wartość ujemna kąta). W przypadku stóp czasami mówi się o zgięciu grzbietowym i zgięciu powierzchniowym. Ruchy członów ciała są także opisywane kątami w płaszczyznach równoległych do tej płaszczyzny. Ruchy członów ciała są także opisywane kątami w płaszczyznach równoległych do tej płaszczyzny. Jeżeli płaszczyzna przechodzi przez kończyny, to dzieli je na część boczną i przyśrodkową.

Płaszczyzna czołowa jest prostopadła do płaszczyzny strzałkowej. Obrazowo można powiedzieć, że podstawowa płaszczyzna czołowa przechodzi przez czoło i dzieli ciało na część przednią i tylną. W przypadku kończyn górnych można także mówić o podziale na część grzbietową i łonową. Ruchy wykonywane w płaszczyźnie czołowej są nazywane odwodzeniem (od linii środkowej ciała – dodatnia

wartość kąta) i przywodzeniem (do linii środkowej ciała – ujemna wartość kąta) lub zginaniem bocznym, gdy określany jest ruch tułowia i głowy.

Płaszczyzna poprzeczna jest płaszczyzną prostopadłą do płaszczyzny strzałkowej i czołowej i równoległą do podłoża. Ruch w tej płaszczyźnie jest określany mianem obrotu, przy czym w odniesieniu do kończyn mówi się o nawracaniu (ruch rotujący wokół osi podłużnych do wewnątrz – dodatnia wartość kąta) i odwracaniu (ruch rotujący wokół osi podłużnych na zewnątrz – ujemna wartość kąta), a w odniesieniu do tułowia i głowy – o skręcie.

IV.2.2. Łańcuch biokinematyczny członów ciała człowieka

W przypadku organizmów żywych ruch względny segmentów ciała jest możliwy dzięki zmianom położenia kości (członów sztywnych) wobec siebie. Połączenie dwóch członów sztywnych odbiera część ruchomości w ruchu względnym. Połączone ruchomo dwa człony sztywne tworzą parę biokinematyczną. Ruchomość pary biokinematycznej (zwana też ruchliwością) jest określana liczbą stopni swobody w ruchu względnym członów. Liczba stopni swobody swobodnego członu sztywnego wynosi sześć (trzy opisujące ruch postępowy i trzy opisujące ruch obrotowy). W przypadku ciała człowieka połączenia ruchome członów zapewniają stawy, a ruch członów względem siebie następuje tylko poprzez zmianę położenia kąowego. Zatem liczba stopni swobody jest powiązana z liczbą kątów jednoznacznie definiującą wzajemne położenie członów względem siebie.

Gdy liczba więzów wynosi 5, mówi się o parze biokinematycznej V klasy lub o połączeniu o jednym stopniu swobody (ruchomość wynosi 1) umożliwiającym wykonanie ruchu opisanego jednym kątem. Gdy liczba stopni swobody wynosi 2, wówczas para biokinematyczna jest klasy IV; gdy wynosi 3, para biokinematyczna jest klasy III, do opisu określonej pozycji ciała lub jej zmiany stosowane są trzy kąty, czyli ruch może być wykonywany w odniesieniu do trzech płaszczyzn. Jeżeli liczba stopni swobody wynosi 2, to ruch może być wykonywany w odniesieniu do dwóch płaszczyzn, bądź jeżeli wynosi 1, ruch jest wykonywany w odniesieniu do jednej płaszczyzny.

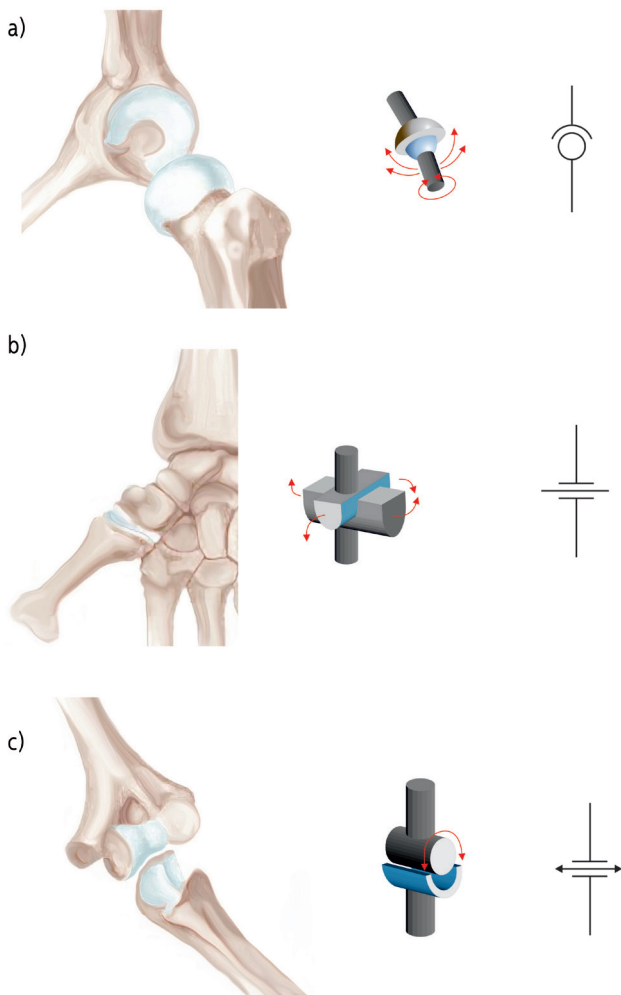
Różne stawy tworzą pary biokinematyczne różnej klasy. Przykładowo, staw owalny (np. staw promieniowo-nadgarstkowy) oraz siodłkowaty, np. nadgarstkowo-śródręczny I palca, tworzą parę biokinematyczną klasy IV (dwa stopnie swobody w ruchu względnym). Natomiast połączenia kuliste, takie jak np. staw ramienny i staw biodrowy, tworzą parę biokinematyczną klasy III (trzy stopnie swobody).

Stawy międzypaliczkowe i łokciowe są stawami zawiasowymi i tworzą parę biokinematyczną klasy V (jeden stopień swobody), podobnie jak stawy bloczkowe, np. skokowo-goleniowy i promieniowo-łokciowy (rys. IV-5).

Pary biokinematyczne o różnej liczbie stopni swobody składają się na łańcuch biokinematyczny, który może być łańcuchem otwartym lub zamkniętym. Łańcuch biokinematyczny otwarty to taki, w którym tylko jeden z członów zewnętrznych (np. ręka) jest połączony ruchowo

z podstawą, co oznacza, że a) ma połączenie tylko z jednym członem sztywnym (przedramieniem), a jego końcówka jest swobodna. W łańcuchu biokinematycznym zamkniętym każdy z członów jest połączony z co najmniej dwoma innymi członami. Oznacza to, że ręka jest połączona z dwoma członami – przedramieniem i innym członem sztywnym, np. dźwignią będącą elementem stanowiska pracy.

Ruchliwość łańcucha biokinematycznego całego ciała człowieka lub wybranych obszarów ciała jest określana liczbą stopni swobody względem podstawy. Zatem ruchliwość łańcucha zależy od klasy poszczególnych par biokinematycznych składających się na cały łańcuch. Jest wyrażana liczbą stopni swobody i oblicza się ją z zastosowaniem zależności (IV-1), (Morecki i in., 1971):



Rys. IV-5. Przykładowe stawy określonej klasy oraz ich symboliczne oznaczenie: a) staw biodrowy klasy III; b) staw nadgarstkowo-śródręczny I palca klasy IV; c) staw łokciowy klasy V

$$H = 6k - 5p_5 - 4p_4 - 3p_3 - 2p_2 - p_1 \quad (\text{IV-2})$$

gdzie:

H – liczba stopni swobody łańcucha biokinematycznego

p_5, p_4, p_3, p_2, p_1 – liczby par biokinematycznych odpowiednich klas w łańcuchu biokinematycznym

k – liczba członów w łańcuchu biokinematycznym.

Jak wynika ze struktury biokinematycznej całego ciała człowieka, liczba wszystkich ruchów (liczba stopni swobody), które mogą być wykonane w poszczególnych stawach, jeśli się założy, że każdy z tych ruchów można wykonać niezależnie, może wynosić 240 do 250. Oznacza to, że pozycja ciała może być zdefiniowana za pomocą 250 kątów. Jednakże ciało człowieka może odzwierciedlać model w postaci biomechanizmu o mniejszej liczbie członów i mniejszej liczbie stopni swobody, w zależności od potrzeb. Kąty w stawach łączących sąsiadujące ze sobą człony ciała definiują odchylenie od naturalnego położenia, przy czym położenie naturalne jest określane jako odpowiadające sytuacji, gdy człowiek stoi wyprostowany, z rękoma opuszczonymi wzdłuż tułowia (wtedy wszystkie kąty są równe zeru).

W strukturze biomechanicznej ciała człowieka wyróżnia się głównie łańcuchy biokinematyczne: szyjno-tułowiowy, dwa łańcuchy kończyny górnej i dwa łańcuchy kończyny dolnej. Z zastosowaniem tych łańcuchów wyraża się położenie odpowiednich obszarów ciała.

Łańcuch biokinematyczny szyjno-tułowiowy

Tułów jest zbudowany na bazie kręgosłupa, przy niewielkiej ruchomości poszczególnych kręgów w stosunku do siebie. Ruchy kręgosłupa są możliwe we wszystkich kierunkach (Gzik, 2007). Najmniej ruchoma jest jego część piersiowa, największe możliwości ruchowe ma część szyjna, dzięki znacznej wysokości krążków międzykręgowych i małym wymiarom trzonów kręgów. Również znaczna jest ruchomość w części lędźwiowej.

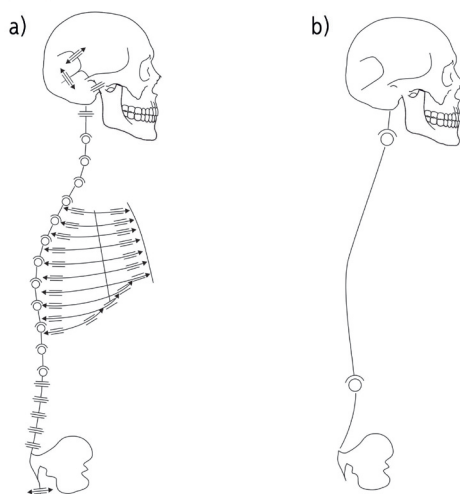
Opis położenia łańcucha biokinematycznego szyjno-tułowiowego można wykonać za pomocą rozbudowanego łańcucha biokinematycznego o 56 członach. W samym kręgosłupie liczba członów (kręgów kręgosłupa) wynosi $k = 28$, natomiast liczba poszczególnych par biokinematycznych: $p_5 = 1, p_4 = 9, p_3 = 17$. Do kręgosłupa przymocowane są żebra, dla których liczba członów wynosi $2 \cdot 14$, czyli 28, a liczba par: $p_5 = 2 \cdot 2, p_4 = 20 \cdot 2$,

$p_3 = 2 \cdot 2$. Oznacza to, że łączna liczba członów wynosi 56, a ruchomość łańcucha biokinematycznego szyjno-tułowiowego wynosi 52 (rys. IV-6a). Jednakże łańcuch biokinematyczny szyjno-tułowiowy może być także bardzo uproszczony (rys. IV-6b), jeśli się uwzględni trzy człony sztywne i dwie pary biokinematyczne klasy III. Wówczas ruchomość łańcucha biokinematycznego wynosi 12.

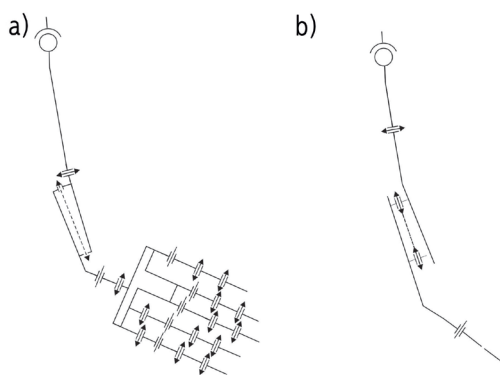
Łańcuch biokinematyczny kończyny górnej

Łańcuch biokinematyczny kończyny górnej jest rozpatrywany względem łopatki jako podstawy. Kończyna górna ma duże możliwości ruchów, nie tylko w stawach ręki, lecz także ramienia. Staw ramienny ma trzy stopnie swobody, położenie w tym stawie jest zatem opisywane za pomocą trzech kątów. Można przyjąć, że w stawie łokciowym odbywa się ruch zginania w łokciu opisany jednym kątem oraz ruch obrotu przedramienia. Położenie w stawie nadgarstkowym również jest opisywane za pomocą dwóch kątów: odwodzenia/przywodzenia i zginania/prostowania w nadgarstku.

Jeśli uwzględniana jest pełna ruchomość ręki, to na łańcuch biokinematyczny kończyny górnej składają się 22 człony z: $p_3 = 1$, $p_5 = 15$ i $p_4 = 6$. Ruchomość kończyny górnej wynosi wówczas 30 (rys. IV-7a). Uproszczony model kończyny górnej może być zdefiniowany z uwzględnieniem czterech członów sztywnych odpowiadających ramieniu, przedramieniu i ręce, jeśli się założy, że ręka jest jednym członem i wyłączy w ten sposób możliwości manipulacji



Rys. IV-6. Schemat strukturalny łańcucha biokinematycznego szyjno-tułowiowego: a) pełny (Morecki i in., 1971), b) uproszczony



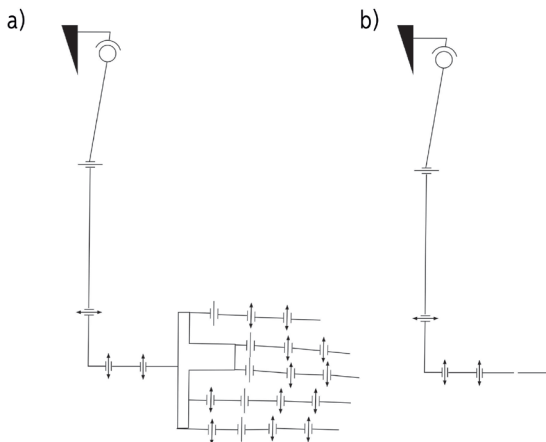
Rys. IV-7. Schemat strukturalny łańcucha biokinematycznego kończyny górnej: a) pełny o 37 stopniach swobody, b) uproszczony o 7 stopniach swobody (Morecki i in., 1971)

(rys. IV-7b). W takim przypadku $p_5 = 2$, $p_4 = 1$ i $p_3 = 1$, czyli ruchomość wynosi 7 i odpowiada trzem kątom definiującym położenie w stawie barkowym, dwóm kątom w stawie łokciowym i dwóm kątom w stawie nadgarstkowym.

Łańcuch biokinematyczny kończyny dolnej

Podstawą łańcucha biokinematycznego kończyny dolnej jest miednica. Staw biodrowy jest stawem kulisto-panewkowym, pracującym w trzech płaszczyznach: strzałkowej (zginanie/prostowanie), czołowej (odwodzenie/przywodzenie) i poprzecznej (odwracanie/nawracanie). Staw kolanowy jest największym stawem w układzie kostno-stawowym; podobnie jak staw łokciowy ma dwa stopnie swobody. Największa ruchomość dotyczy stopy. Ze względu na ruchomość dwa spośród stawów stopy zasługują na szczególną uwagę – są to: staw skokowy górny i staw skokowy dolny. Pierwszy z nich to złożony staw, w którym odbywają się ruchy zgięcia grzbietowego i podeszwowego stopy. W stawie skokowym dolnym występują ruchy podobne, sprzężone z ruchem w stawie skokowym dolnym, ale względem innych osi. Wykonywany jest zatem ruch przywodzenia/odwodzenia oraz odwracania/nawracania stopy. Zwykle wykonuje się zgięcie podeszwowe z jednoczesnym przywiedzeniem i odwróceniem stopy, i przeciwnie – zgięciu grzbietowemu towarzyszy odwodzenie i nawrócenie stopy.

Model strukturalny kończyny dolnej w najbardziej dokładnej postaci przedstawiono na rysunku IV-8a. Łańcuch biokinematyczny w tym przypadku składa się z 22 członów i liczby par $p_5 = 15$, $p_4 = 6$ i $p_3 = 1$, co daje ruchomość wynoszącą 30. W przypadku uproszczonego modelu jest to 7 stopni swobody (rys. IV-8b).



Rys. IV-8. Schemat strukturalny kończyny dolnej; a) pełny o 30 stopniach swobody (Morecki i in., 1971); b) uproszczony o 7 stopniach swobody

IV.3. Stanowisko pracy jako struktura przestrzenna uwzględniająca wymiary ciała populacji pracowników

Strukturę przestrzenną stanowiska pracy tworzą jego konstrukcja, kształt, wielkość i wzajemne położenie poszczególnych elementów. Dla potrzeb biomechaniki pracy szczególne znaczenie ma ta część stanowiska pracy, która wchodzi w bezpośredni kontakt dotykowy lub wzrokowy z użytkownikiem, czyli tzw. punkty kontaktowe. Punkty kontaktowe są determinowane formą obudowy oraz ukształtowaniem i ułożeniem elementów istotnych dla procesu pracy, czyli np. narzędzi, elementów sterowniczych i informacyjnych. Struktura opisana punktami kontaktowymi określa przestrzeń pracy, a poprzez to strefy pracy dla kończyn górnych i dolnych oraz strefy obserwacji i identyfikacji wzrokowej, co determinuje pozycję ciała pracownika i przez to jego obciążenie wynikające z wykonywanej pracy.

Położenie punktu kontaktowego definiowane trzema współrzędnymi liniowymi kartezyjskiego układu współrzędnych (x , y , z) może być powiązane z pracownikiem lub ze stanowiskiem pracy. W układzie powiązanym z pracownikiem położenie tego punktu określa środek dłoni. Jednocześnie położenie punktu kontaktowego determinuje wielkości kątów w stawach zaangażowanego łańcucha biokinematycznego. Wielkości tych kątów zależą także od długości członów łańcucha biokinematycznego, uwarunkowanych wymiarami antropometrycznymi pracownika. Wielkości kątów w stawach definiują pozycję ciała, która jest podstawowym czynnikiem wpływającym na obciążenie pracownika powiązane z oddziaływaniem i dawką. Oznacza to, że w celu uzyskania optymalnych, ze względu na minimalizację obciążenia wewnętrznych struktur ciała pracownika, pozycji ciała wymagane jest, aby położenie punktów kontaktowych było dostosowane do charakterystyki wymiarowej docelowych użytkowników.

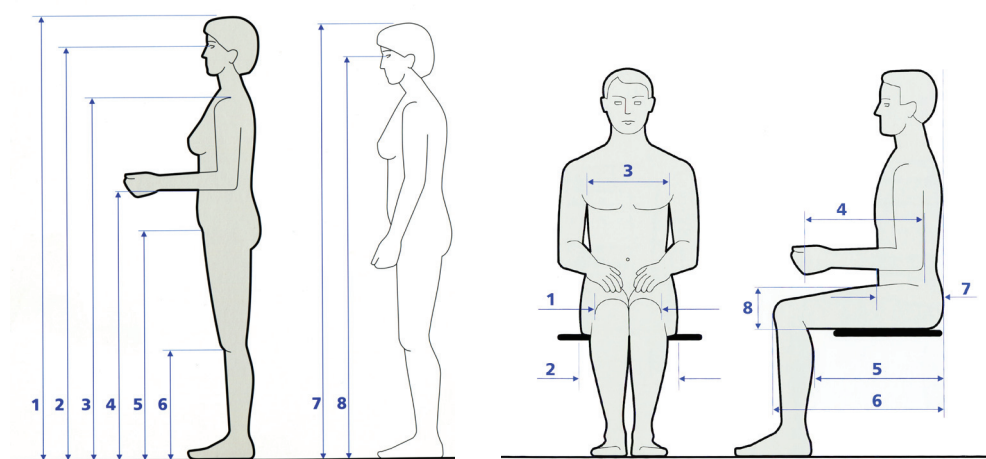
Do określania wymiarów populacji użytkowników służy antropometria, czyli zespół technik i metod pomiarowych umożliwiających ściśle badanie zróżnicowania cech mierzalnych człowieka i ich zmienności w rozwoju osobniczym i ewolucyjnym. Antropometria zajmuje się pomiarami odcinków, obwodów, kątów między płaszczyznami lub liniami ciała człowieka, np.: długości kości, objętości głowy, proporcji ciała czy masy ciała.

Dane antropometryczne człowieka są opisane cechami antropometrycznymi somatycznymi mierzonymi w pozycji nieruchomej ciała i cechami funkcjonalnymi określanymi też jako cechy dynamiczne. Dla cech o charakterze statycznym (w pozycji nieruchomej, stojącej lub siedzącej) wykonywane są następujące pomiary: wysokości, służące do określenia odległości punktów antropometrycznych w pionie

od podłoża, na którym osoba stoi lub siedzi; długości poszczególnych części ciała; szerokości i głębokości; obwodów; średnicy chwytu; współrzędnych sklepienia stopy; kątów między palcami ręki.

Pomiary cech funkcjonalnych obejmują: kąty odchylenia kończyn górnych i dolnych (całych i ich poszczególnych członów), kąty skrętu kończyn i ich części, kąty odchylenia i skrętów głowy, kąty odchylenia grzbietowego i podeszwowego stopy.

Polskie dane antropometryczne (somatyczne i funkcjonalne) użyteczne w projektowaniu i ocenie ergonomicznej przedstawiono w publikacji *Atlas miar człowieka* (Gedliczka i Pochopień, 2001). Wartości 23 cech antropometrycznych populacji europejskiej zawarto w normie PN-EN 547-3. Przykłady cech antropometrycznych i ich wartości dla populacji polskiej przedstawiono na rysunku IV-9.



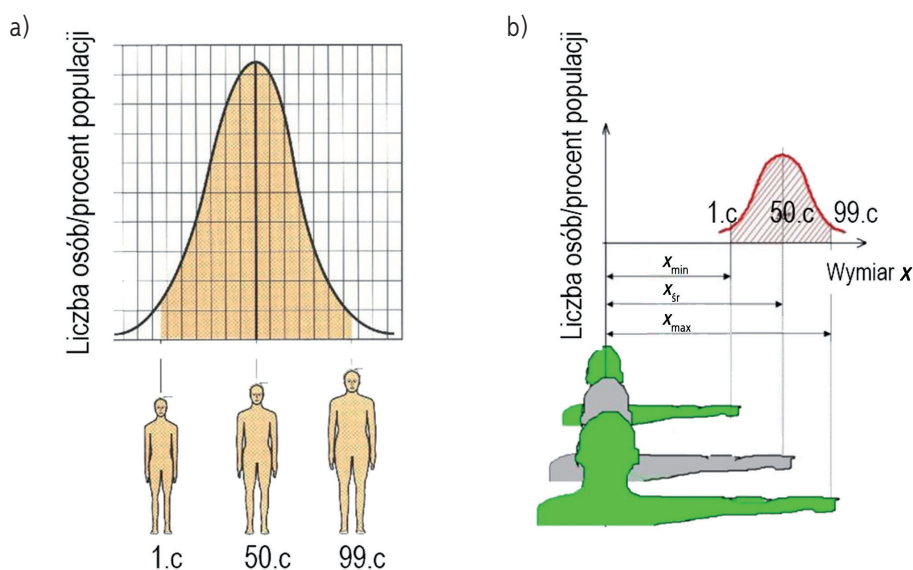
	Mężczyźni			Kobiety		
	5 c	50 c	95 c	5 c	50 c	95 c
1	164,3	174,8	185,4	152,4	161,5	170,7
2	151,5	163	173,4	142,1	150,7	159,6
3	133	143,3	153	124,1	132,3	140,6
4	97,9	105,6	113,5	91,3	98,6	105,0
5	82,5	90,2	98	76,0	82,9	89,7
6	41,4	45,8	50,8	38,5	42,3	46,3
7	159,9	171,3	181,8	148,0	158,1	168,2
8	147,7	159,6	169,8	137,7	147,5	157,1

	Mężczyźni			Kobiety		
	5 c	50 c	95 c	5 c	50 c	95 c
1	20,9	24,2	28,9	19,7	22,4	25,2
2	31,9	35,3	39,2	32,5	36,5	41
3	26,0	29,2	32,6	23,2	26,2	29,8
4	32,7	38,4	43,1	28,7	35,5	40,3
5	42,0	47,2	52,3	42,1	46,2	50,8
6	55,4	60,1	64,6	53,2	57,8	62,4
7	23,0	28,4	34,4	19,7	25,6	34,3
8	11,3	14,4	17,9	12,4	14,4	17,7

Rys. IV-9. Wybrane cechy antropometryczne mierzone w stojącej i siedzącej pozycji ciała (Gedliczka i Pochopień, 2001)

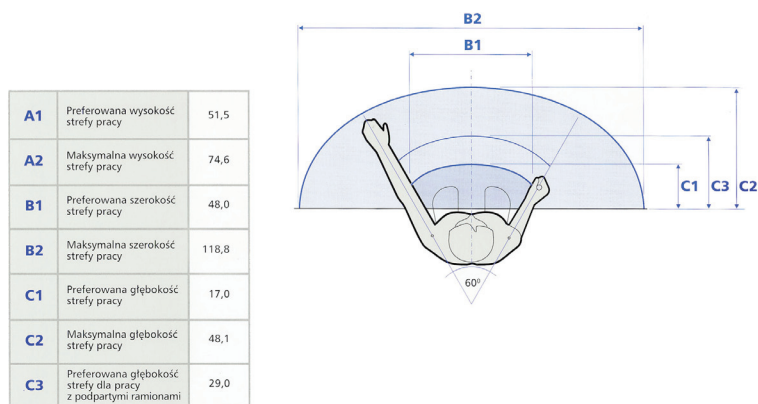
Wymiary cech antropometrycznych zmierzone dla dużej liczebnie populacji zazwyczaj podlegają rozkładowi normalnemu zgodnie z krzywą Gaussa, która opisuje liczbę przypadków jako funkcję wartości mierzonej cechy antropometrycznej. Zazwyczaj charakterystyka wymiarowa populacji jest określana pojęciem centyla. Centyl jest punktem na skali ocen, poniżej lub powyżej którego znajduje się określony procent przypadków. Oznacza to, że np. 5. centyl wyznacza taką wartość, która jest przekroczona przez minimum 5% przypadków. Natomiast 95. centyl odpowiada wartości, którą przekracza zaledwie 5%, a nie osiąga jej aż 95% przypadków. Dane antropometryczne podawane w układzie wartości reprezentowanych przez centyl 5. i centyl 95. są podawane dla potrzeb projektowania i oceny stanowisk pracy. Nazywa się je wartościami skrajnymi, a operowanie nimi umożliwia uwzględnienie zróżnicowań wymiarowych 90% populacji. W ten sposób odsetek ludzi, dla których przestrzeń stanowiska pracy nie będzie dostosowana, wyniesie w przybliżeniu 10%. Na rysunku IV-10 przedstawiono rozkład cech antropometrycznych dla wysokości ciała i zasięgu kończyny górnej.

W projektowaniu stanowisk pracy stosuje się zasadę miar ograniczających, czyli taką, iż wymiary zewnętrzne, takie jak np. odległości położenia elementów sterowniczych, odpowiadają wymiarom 5. centyla, podczas gdy wymiary wewnętrzne, takie jak wymiary otworów przejścia czy dojścia, przyjmuje się zgodne z wymiarami odpowiadającymi 95. centylowi.

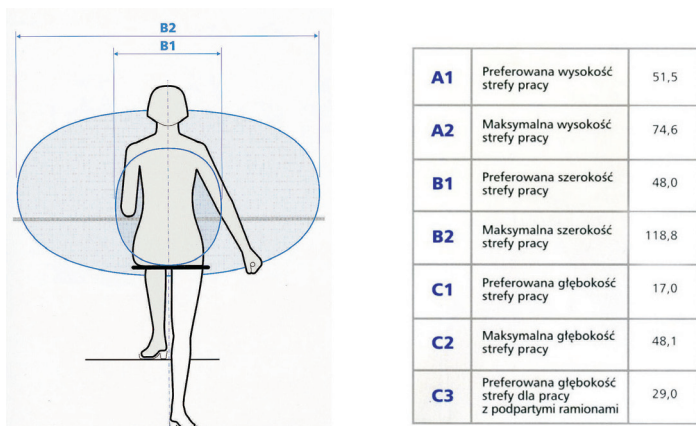


Rys. IV-10. Rozkład cech antropometrycznych wraz z oznaczeniem centyla populacji; a) wysokość ciała, b) zasięg kończyny górnej (Gedliczka i Pochopień, 2001)

Do wyznaczenia przestrzennych stref pracy ze względu na cechy funkcjonalne stosuje się kryteria odnoszące się zarówno do stref pracy określonych w płaszczyźnie poziomej, jak i do wysokości przestrzeni pracy. Rekomendowany do pracy kończyn górnych jest obszar określony jako zasięg normalny, czyli ten wyznaczany kolejnymi położeniami środka dłoni przy obrocie przedramienia względem stawu łokciowego i ograniczony poziomami wysokości barkowej i łokciowej (rys. IV-11 i IV-12). Mniej dogodnym zasięgiem kończyn górnych jest zasięg maksymalny, wyznaczany kolejnymi położeniami środka dłoni przy ruchu całej wyprostowanej kończyny względem stawu barkowego. Zasięg wymuszony występuje w sytuacji przekroczenia granicy zasięgu maksymalnego i jest połączony z ruchem tułowia. Prace wykonywane w obrębie zasięgu maksymalnego są uznawane za niekorzystne, ponieważ wymuszają nie tylko ekstremalne położenie kończyn górnych, lecz także bardziej obciążają kręgosłup.

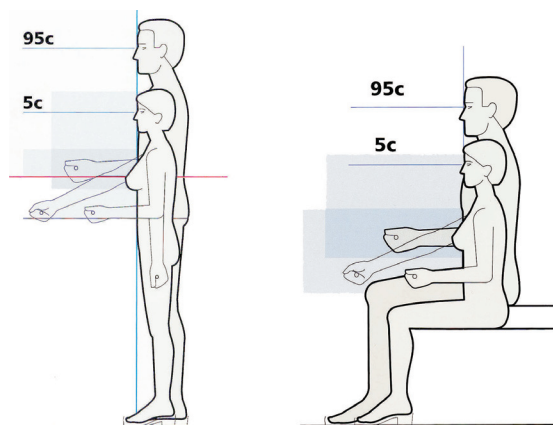


Rys. IV-11. Zakresy normalny, maksymalny i wymuszony dla pracy kończyn górnych w płaszczyźnie poprzecznej (Gedliczka i Pochopień, 2001)



Rys. IV-12. Zakresy normalny, maksymalny i wymuszony dla pracy kończyn górnych w płaszczyźnie czołowej (Gedliczka i Pochopień, 2001)

Istotne znaczenie przy organizacji stanowisk pracy ma wysokość poziomej płaszczyzny pracy, której położenie jest zazwyczaj ustalane w odniesieniu do wysokości łokciowej (rys. IV-13).



Rys. IV-13. Wysokości płaszczyzny pracy określone w stojącej i siedzącej pozycji ciała (Gedliczka i Pochopień, 2001)

Optymalne, położenie punktów kontaktowych w tej płaszczyźnie, zarówno z punktu widzenia obciążenia struktur ciała pracownika jak i jakości wykonywanej pracy, zależy od rodzaju wykonywanej pracy. Przy zalecanej wysokości płaszczyzny pracy dla prac niewymagających szczególnej dokładności dłonie powinny sięgać około 75 mm poniżej położenia łokci przy swobodnie opuszczonym ramieniu. Podczas prac manipulacyjnych łokcie nie powinny być podnoszone na wysokość większą niż około 100 mm ponad ich położenie przy swobodnie opuszczonym ramieniu. Natomiast przy pracach dokładnych, wymagających szczególnej kontroli wzrokowej, stosuje się położenie płaszczyzny pracy wyższe w stosunku do normalnego.

IV.4. Pomiary położenia członów ciała

Pomiary pozycji ciała pracownika podczas wykonywania różnych czynności mogą być przeprowadzane podczas ruchu członów/segmentów ciała, ale także można je wykonywać dla określonych stałych pozycji. Parametry opisujące położenie członów ciała często stanowią dane wejściowe do biomechanicznych modeli komputerowych ciała człowieka służących do analizy ruchu oraz oceny obciążenia w poszczególnych stawach. Analiza ruchu jest uzyskiwana przez pomiar kolejnych

położeń wybranych punktów na ciele człowieka w ściśle określonych odstępach czasu. Rejestracja położenia tych punktów umożliwia pomiar kątów w stawach pomiędzy segmentami/członami ciała oraz wyrażonych jako funkcja czasu trajektorii ruchu tych wybranych punktów. Obliczenie prędkości, przyspieszenia, a także siły na podstawie pomiaru położenia i zmiany położenia w czasie służy do oceny obciążenia dla określonej czynności pracy.

Położenie członów ciała można zarejestrować z zastosowaniem następujących technik: rejestracji położenia z użyciem kamer; rejestracji sygnału z czujników elektromagnetycznych lub ultradźwiękowych; rejestracji zmian potencjału w czujnikach.

Rejestracja położenia z użyciem kamer

Rejestracja ruchu może być przeprowadzana z wykorzystaniem techniki wideo. Z ruchu zarejestrowanego na taśmie wideo klatka po klatce identyfikuje się punkty anatomiczne na ciele człowieka. Jest to raczej jakościowy opis ruchu w płaszczyźnie prostopadłej do kamery. Większych możliwości dostarcza rejestracja ruchu z dwóch lub trzech kamer, dzięki czemu jest wykonywana odpowiednio w dwóch lub trzech płaszczyznach.



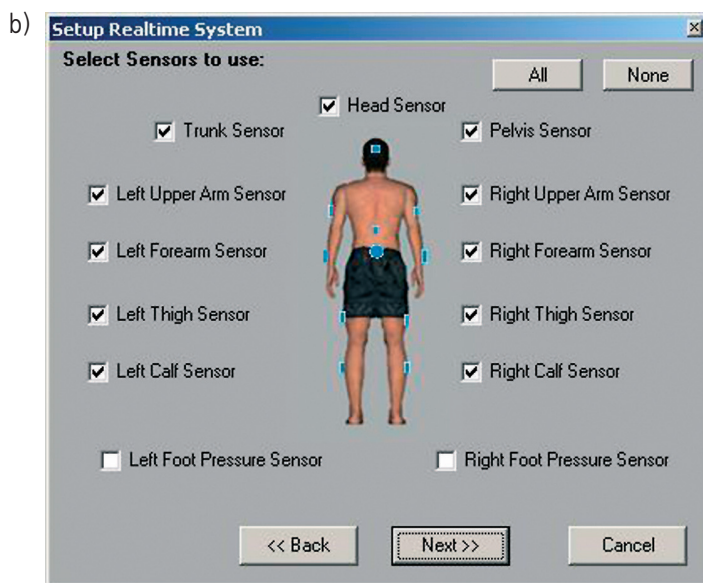
Bardziej zaawansowane są systemy analizy ruchu, rejestrujące w kolejnych chwilach czasu położenie markerów odbłaskowych umieszczonych na ciele człowieka. Markery nakleja się w punktach odpowiadających konkretnym punktom anatomicznym (najczęściej są to osie obrotu w stawach). Dane, po zarejestrowaniu i przetworzeniu na formę cyfrową, są przesyłane do komputera, gdzie zostaje zrekonstruowana trajektoria każdego z obserwowanych punktów w przestrzeni trójwymiarowej (rys. IV-14). W wyniku takich badań, na podstawie trajektorii i zmian położenia charakterystycznych punktów w czasie, można uzyskać prędkości i przyspieszenia określonych punktów ciała człowieka. Rejestracja obrazu za pomocą dostępnych na rynku systemów umożliwia śledzenie mierzonych wartości w czasie rzeczywistym. Im więcej kamer i im lepsze ich parametry, tym większą dokładność zapisu ruchu można uzyskać. Systemy

Rys. IV-14. Rejestracja położenia członów ciała z zastosowaniem świecących diod (Milanowicz i Budziszewski, 2013)

te charakteryzują się stosunkowo wysoką ceną, a ponadto wymagają dużej przestrzeni laboratoryjnej.

Rejestracja sygnału z czujników elektromagnetycznych lub ultradźwiękowych

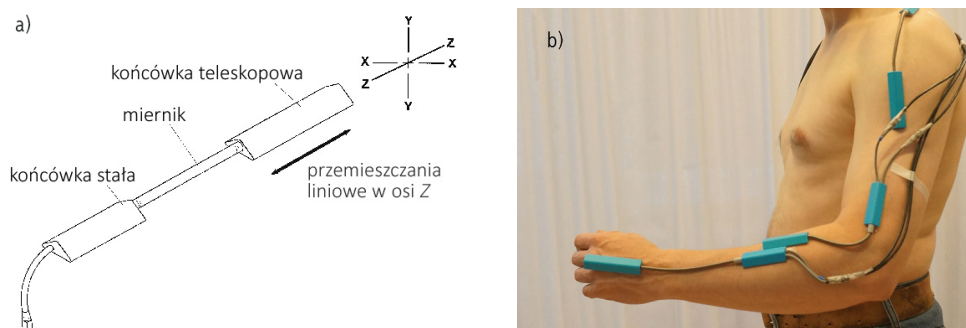
Położenie poszczególnych członów ciała można zarejestrować z zastosowaniem czujników położenia umieszczonych w określonych punktach ciała człowieka. Przykładem jest system pomiarowy służący do rejestracji i analizy ruchu na podstawie rejestracji położenia środków ciężkości członów ciała z zastosowaniem 13 bezprzewodowych czujników położenia członów ciała w przestrzeni trójwymiarowej (rys. IV-15). Sygnał zebrany z czujników jest przesyłany drogą radiową do odbiornika podłączonego do komputera, w którym wartości z czujników są rejestrowane z zastosowaniem oprogramowania. System umożliwia rejestrację położenia segmentów ciała i na tej podstawie analizę następujących parametrów: wielkości kąta w stawie, prędkości kątowej, przyspieszenia kątowego, siły, momentu siły, mocy.



Rys. IV-15. Miejsca umieszczenia czujników podczas rejestracji ruchu w programie FAB Recorder: a) czujniki umieszczone na ciele osoby badanej, b) zaznaczenie obszarów ciała podlegających badaniu w programie komputerowym sterującym pomiarem

Rejestracja zmian potencjału w czujnikach

Wygodną metodą pomiarów położenia poszczególnych członów ciała podczas wykonywania czynności pracy są goniometry (rys. IV-16). Ten rodzaj pomiaru kąta w stawie był od dawna stosowany do analizy ruchu w stawach zawiasowych o jednym stopniu swobody, takich jak staw łokciowy i kolanowy. Obecnie możliwy jest pomiar kątów o dwóch lub trzech stopniach swobody. Zatem jest możliwe zastosowanie goniometrów do pomiaru wszystkich kątów we wszystkich stawach ciała człowieka. Goniometry nie ograniczają ruchu, łatwo się wyginają i przystosowują do kątów w stawach, są łatwe w użyciu, dają stosunkowo dużą powtarzalność wyników pomiaru i łatwą ich interpretację.



Rys. IV.16. Zastosowanie goniometrów do pomiaru kątów w stawie nadgarstkowym: a) schemat goniometru; b) przykład umieszczenia goniometrów w celu pomiaru kątów w stawie nadgarstkowym

IV.5. Wywierana siła

IV.5.1. Aktywność siłowa – maksymalne możliwości i typ siły

Pomiary i analiza siły mają bardzo duże znaczenie z punktu widzenia charakterystyki obciążenia pracownika podczas wykonywania czynności pracy oraz ochrony jego zdrowia w środowisku pracy. Siła wywierana przez pracownika w warunkach pracy jest jednym z trzech, poza położeniem ciała i charakterystyką czasową, istotnych elementów obciążenia mięśniowo-szkieletowego powiązanego z wykonywaną pracą.

Siły występujące podczas wykonywania różnych czynności można podzielić na zewnętrzne i wewnętrzne względem powłok ciała człowieka. Zgodnie z tym podziałem do zewnętrznych zalicza się siły wywierane przez pracownika na obiekt pracy,

a siły mięśniowe zaliczane są do sił wewnętrznych. Siły wewnętrzne równoważą siły zewnętrzne, wywierane na otoczenie w celu wykonania określonej czynności, siły potrzebne do utrzymania pozycji ciała, w tym siły grawitacji. Możliwość wywierania siły zewnętrznej jest uwarunkowana momentem sił poszczególnych zespołów mięśniowych oraz sił reakcji w stawach. Pomiar siły wykonuje się zazwyczaj w warunkach statycznych, z wyizolowaniem pojedynczych zespołów mięśniowych, wówczas obowiązuje równowaga między siłą zewnętrzną odczytaną na dynamometrze a siłami wewnętrznymi mięśni (IV-2).

$$F_d \cdot r_d = \sum_{i=1}^n F_{mi} \cdot r_{mi} \quad (\text{IV-3})$$

gdzie:

F_d – siła zewnętrzna odczytana na dynamometrze

r_d – ramię działania siły zewnętrznej (najkrótsza odległość od osi obrotu do kierunku działania siły)

F_m – siła mięśniowa

r_m – ramię działania siły mięśniowej.

Siły zewnętrzne są uwarunkowane rodzajem wykonywanej pracy. Wartość, kierunek i typ siły mają znaczenie dla całościowego obciążenia mięśniowo-szkieletowego podczas pracy. Z pracą powiązane są różne typy aktywności siłowej, czyli wywierana siła może być np. siłą związaną z podnoszeniem dużych ładunków lub ściskaniem przedmiotu w ręku. Określony typ siły może wymagać aktywowania mięśni całego ciała lub tylko mięśni kończyny górnej bądź kończyny dolnej.

Siła jest wektorową wielkością fizyczną będącą miarą oddziaływań między ciałami. Jednostką miary siły w układzie SI jest niuton (N). Siła ma wartość 1 N, jeżeli nadaje ciału o masie 1 kg przyspieszenie 1 m/s². W układzie ciężarowym jednostką siły jest kilogram siły (kG), (1 kG to ok. 9,81 N). W krajach anglosaskich jednostką siły jest funt (lb), (1lb to ok. 4,45 N). Zatem w odniesieniu do pracy mięśni siła zewnętrzna może być wyrażana jako wartość bezwzględna w niutonach, kilogramach siły lub funtach. Często możliwości siłowe są wyrażane jako moment siły, w niutonometrach (N·m). Na przykład jako moment siły jest wyrażane nawracanie/odwracanie przedramienia (pronacja/supinacja).

Jednakże siła może być także określana jako wartość względna, czyli w odniesieniu do możliwości siłowych. Możliwości siłowe wyrażane jako *MVC* (ang. *maximum voluntary contraction*) prezentują wartość siły maksymalnej określonego typu. Wartość względna siły jest najczęściej wyrażana jako %*MVC*.

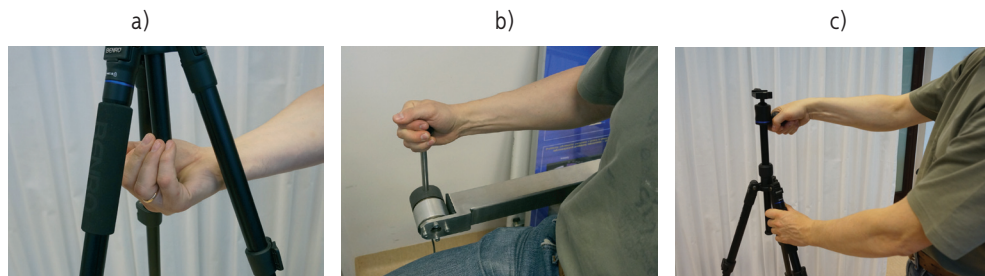
Pomiary i analiza sił maksymalnych mają duże znaczenie w biomechanice pracy, a także w sporcie i rehabilitacji. Maksymalne możliwości siłowe każdego pracownika zależą od wielu czynników i dlatego są zróżnicowane pomiędzy poszczególnymi osobami. Niemniej jednak tworzone są normy zawierające wartości sił maksymalnych dla określonej populacji. Wartości normatywne są często wykorzystywane przez lekarzy do oceny możliwości siłowych pacjentów z różnymi schorzeniami. Przez porównanie wartości pomierzonych u różnych osób z wartościami normatywnymi można, dla tych samych grup wiekowych i tej samej płci, określić stopień utraty możliwości wykonywania określonych czynności pracy. Wartości normatywne są także wykorzystywane przez terapeutów w celu interpretacji postępów w terapii, do oceny możliwości powrotu chorego do czynnej pracy zawodowej, jak również przy ustanawianiu odszkodowań z tytułu utraty zdrowia. Możliwości siłowe wyrażane siłą maksymalną różnego typu są jedną z miar określających pojemność organizmu (model MI, rozdz. III).

Różne typy siły charakteryzują się różnymi wartościami siły lub momentu siły maksymalnej. Wartość wywieranej siły charakteryzującej możliwości siłowe zależy od typu siły, obszaru ciała zaangażowanego w jej wywieranie oraz od pozycji ciała przyjmowanej podczas wywierania siły (Roman-Liu, 2003a i 2003b; Roman-Liu i Tokarski, 2005b). Położenie ciała wpływa nie tylko na obciążenie w stawach pod wpływem wywieranej siły, lecz także ma wpływ na możliwości siłowe. Maksymalne możliwości siłowe i odpowiednie wartości siły maksymalnej prezentowane w literaturze odnoszą się do kończyn górnych, kończyn dolnych oraz sił wywieranych całym ciałem.

IV.5.2. Maksymalne możliwości siłowe kończyn górnych

Rozpatrując kończynę górną i zaangażowanie mięśni kończyny w wywieranie siły, w zależności od typu siły można wyróżnić zarówno takie czynności, w które zaangażowane są mięśnie całej kończyny górnej, np. podnoszenie, ciągnięcie, pchanie lub skręcanie (nawracanie i odwracanie przedramienia), (rys. IV-17), jak i czynności związane z lokalnym zaangażowaniem mięśni, jak np. chwyt ręki, podczas których siła jest wywierana głównie przez mięśnie ręki i przedramienia (Roman-Liu, 2003a). Ręka umożliwia wykonywanie czynności manipulacyjnych, takich jak np. ściskanie ręką lub chwytanie palcami (rys. IV-18). Wśród chwytów palcami najbardziej powszechne są chwyt szczypcowy (ang. *tip pinch*), chwyt palcowy (ang. *palmar pinch*) oraz chwyt boczny (ang.

lateral pinch). Innym, często występującym na stanowisku pracy typem aktywności siłowej kończyny górnej jest siła (moment siły) odwracania i nawracania (wkręcanie i odkręcanie).



Rys. IV-17. Różne typy sił zewnętrznych wywieranych przez kończynę górną angażujących mięśnie całej kończyny: a) podnoszenie; b) ciągnięcie/pchanie c) skręcanie (nawracanie i odwracanie przedramienia)

Wykonywanie jakichkolwiek czynności wymaga utrzymywania kończyny górnej w zadanym położeniu i bardzo często utrzymywania w ręku przedmiotów, np. narzędzi. Zatem aktywność siłowa mięśni konieczna do pokonania siły utrzymywania trzymanego lub przemieszczanego narzędzia wraz z jego ciężarem oraz ta związana z siłą utrzymywania ciężaru kończyny górnej w określonym położeniu są także istotne dla zdefiniowania wykonywanej pracy. Ważne są także siła podnoszenia, wywierana pionowo do góry jako reakcja na siłę ciężkości, oraz siła pchania, czyli siła związana z koniecznością przemieszczenia przedmiotu, działająca od siebie (konieczność wywierania siły, np. podczas pracy wiertarką).

Wartości *MVC* sił kończyn górnych różnią się ze względu na typ wywieranej



Rys. IV-18. Różne typy sił zewnętrznych wywieranych przez kończynę górną o lokalnym zaangażowaniu mięśni: a) chwyt ręką; b) chwyt szczypcowy (*tip pinch*); c) chwyt palcowy (*palmar pinch*); d) chwyt boczny (*lateral pinch*)

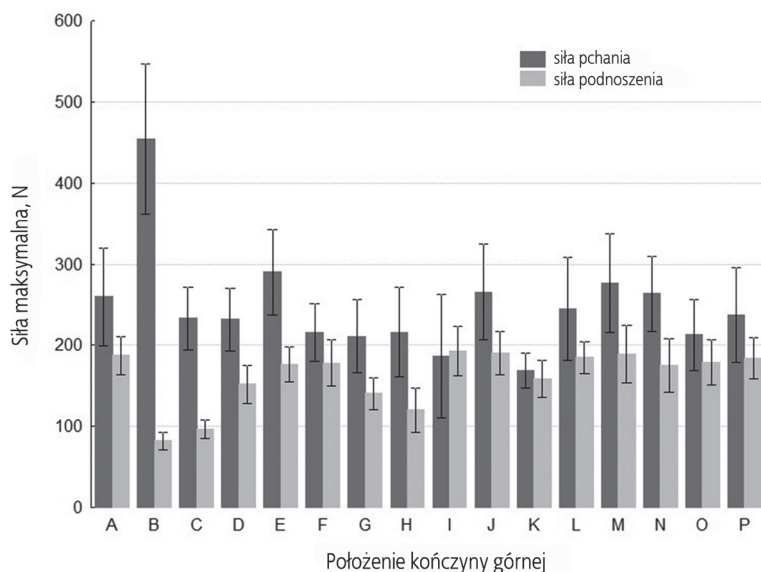
siły oraz położenie kończyny. Na rysunkach IV-19 i IV-20 przedstawiono wyniki badań własnych siły maksymalnej dla populacji mężczyzn w różnych położeniach kończyny górnej, które scharakteryzowano wielkościami siedmiu kątów w stawach (tab. IV-1). Na rysunku IV-19 podano wartości siły pchania i podnoszenia kończyną górną, a na rysunku IV-20 wartości momentu siły nawracania (pronacji) i odwracania (supinacji).

Tabela IV-1. Wielkości kątów definiujących położenia kończyny górnej podczas wywierania siły maksymalnej pchania i podnoszenia oraz momentu siły nawracania i odwracania (badania własne)

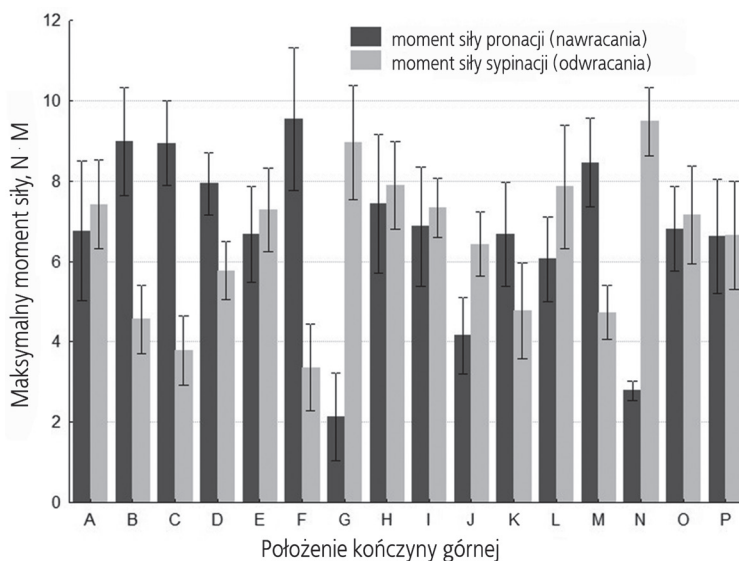
X	Staw ramienny			Staw łokciowy		Staw nadgarstkowy	
	zginanie	odwodzenie	obróć do osi ciała (-)/od osi ciała (+)	zginanie	pronacja (-)/supinacja (+)	przywodzenie (-)/odwodzenie (+)	zginanie (+)/prostowanie (-)
A	0	0	0	90	0	0	15
B	90	0	0	0	0	0	15
C	0	90	0	90	0	0	15
D	0	45	0	90	0	0	15
E	0	0	-45	90	0	0	15
F	0	0	0	90	75	0	15
G	0	45	0	90	-75	0	15
G	45	0	0	90	0	-45	15
I	15	0	0	135	0	-30	0
J	15	0	0	135	0	-30	30
K	0	0	0	90	0	0	-45
L	0	0	45	90	0	0	0
M	0	0	-45	45	30	0	0
N	0	15	-45	45	-30	0	0
O	0	0	0	45	0	30	0
P	0	15	-45	45	0	30	0

X – oznaczenie położenia kończyny górnej; wielkości kątów podano w stopniach.

Ze względu na to, że możliwości siłowe, czyli wywierana siła maksymalna kończyną górną, zależą od położenia kończyny, wartości siły maksymalnej dla ogólnej populacji pracowników (siłę normatywną) można wyrazić jako funkcję położenia kończyny górnej zdefiniowanego wielkościami kątów w stawach (Roman-Liu, 2003b, 2003c, 2005b).



Rys. IV-19. Wartości maksymalne siły podnoszenia i pchania dla różnych położeń kończyny górnej zdefiniowanych w tabeli IV-1, uzyskane podczas pomiarów w badaniach własnych (Roman-Liu i Tokarski, 2005b)



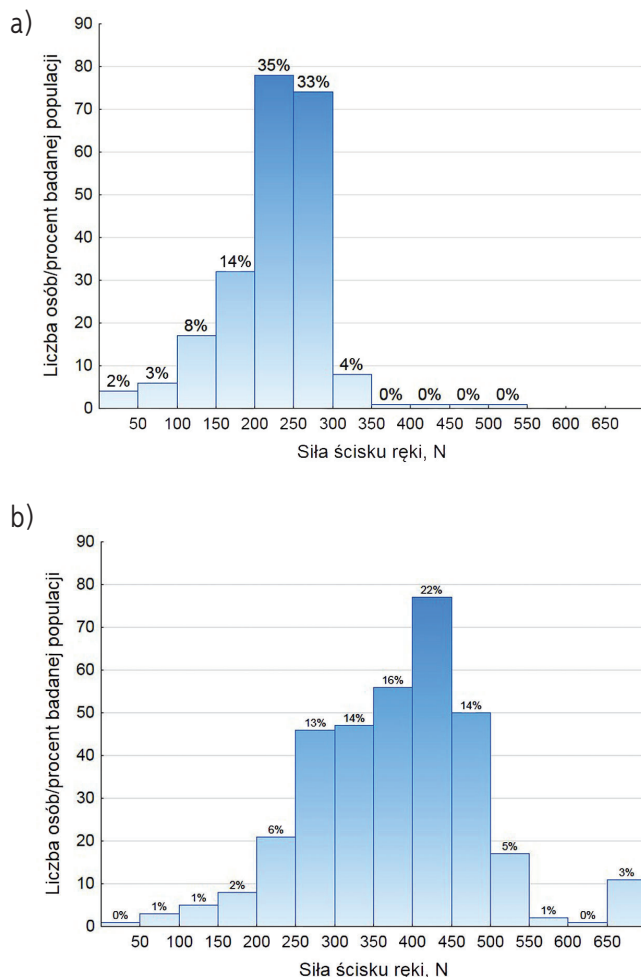
Rys. IV-20. Wartości maksymalne momentów siły nawracania i odwracania dla różnych położeń kończyny górnej zdefiniowanych w tabeli IV-1, uzyskane podczas pomiarów w badaniach własnych (Roman-Liu i Tokarski, 2005b)

Do oceny możliwości siłowych kończyny górnej najczęściej stosuje się pomiary siły maksymalnej ścisku ręką. Ponieważ położenie kończyny górnej podczas wywierania

siły odgrywa dużą rolę, w 1981 r. American Society of Hand Therapists zaleciło tak zwane standardowe położenie kończyny górnej jako odpowiednie do pomiarów maksymalnej siły ścisku ręki (Mathiassen i Aminoff, 1997). Zostało ono zdefiniowane następująco: ramię opuszczone swobodnie w dół, kąt w łokciu 90°, przedramię

i nadgarstek w położeniu naturalnym.

Wartości maksymalne siły są różne nie tylko w zależności od czynników biomechanicznych, czyli położenia ciała i typu aktywności siłowej, lecz także od populacji osób poddanych badaniom, gdyż znaczenie w możliwościach siłowych mają również czynniki indywidualne, takie jak wiek, płeć czy masa mięśniowa. Wartość siły zewnętrznej mierzonej u kobiet stanowi ok. 75% wartości siły mierzonej u mężczyzn, co wynika głównie z różnic w masie mięśniowej obu populacji. Wartości maksymalne siły ścisku ręki dla różnych populacji kobiet i mężczyzn, uzyskane z różnych źródeł, przedstawiono na rys. IV-21.



Rys. IV-21. Histogramy prezentujące wartość siły typu handgrip dla populacji: a) kobiet, b) mężczyzn; opracowane na podstawie: Auyeung i in., 2014; Balogun i in., 1991a, 1991b; Bassey i Harries, 1997; Charterije i Chowdhuri, 1990; Crosby i in., 1994; De Smet i Fabry, 1996; De Smeth i in., 1998; Desrosires i in., 1999; Fairfax i in., 1995; Fisher i Birren, 1947; Fiutko, 1987; Forrest i in., 2005, 2007, 2012; Hallabeck i McMullin, 1993; Hanten i in., 1999; Hunt i in., 2012; Imrhan, 1991, 1999; Jarit, 1991; Kallman i in., 1990; Kattel i in., 1996; Kaur 2009; Kellor i in., 1971; Kuzala i Vargo, 1992; Lamoreaux i Hoffer, 1995; Mehta i Cavuoto, 2015; Montoye i Lamphiear, 1977; Marley i Fernandez, 1995; Marley i Wehrman 1992; Marley i in., 1993; Mathiowetz i in., 1984, 1985a, 1985b; Ng i Fan, 2001; Nagasawa i in., 2013; Niebuhr i Marion, 1990; Niebuhr i in., 1993; Nurminen i in., 2014; Pryce, 1980; Rantanen i in., 1997, 1998; Richards, 1997; Rice i in., 1989, 1993; Skelton, 1994; Su i in., 1994

Badane grupy różniły się wykonywanym zawodem, wymiarami antropometrycznymi jak również sposobem życia, co miało wpływ na wartość zmierzonej siły. U 89% populacji kobiet maksymalna siła ścisku ręki była pomiędzy 150 N a 300 N, podczas gdy w populacji mężczyzn 80% charakteryzowało się siłą pomiędzy 300 N a 550 N.

IV.5.3. Maksymalne możliwości siłowe kończyn dolnych

W odniesieniu do kończyn dolnych największą rolę odgrywa siła nacisku stopy. Siła stopy podczas naciskania na pedał, podobnie jak siły wywierane kończyną górną, zależy od cech indywidualnych oraz od położenia członów kończyny dolnej, opisanego wielkościami kątów w stawach biodrowym i kolanowym. Pomiar wartości siły w zakresie zmian wielkości kątów definiujących położenie umożliwia wyznaczenie takiego położenia kąтового w tych stawach, przy którym siła jest największa, a także położenia, w którym obciążenie stawów kończyny dolnej jest

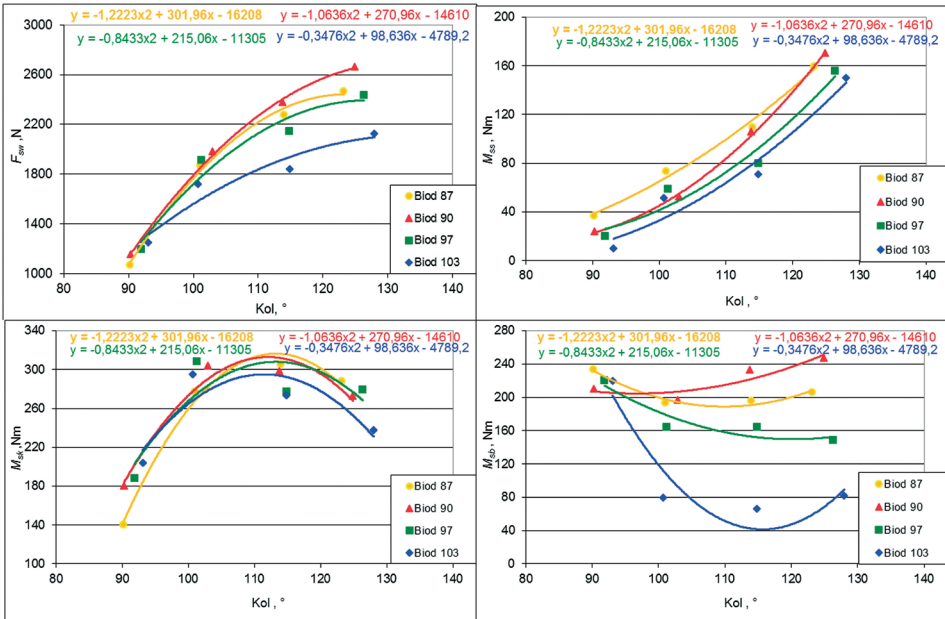


najmniejsze. Ilustrację pomiarów siły nacisku stopy na pedał w siedzącej pozycji ciała przedstawiono na rysunku IV-22.

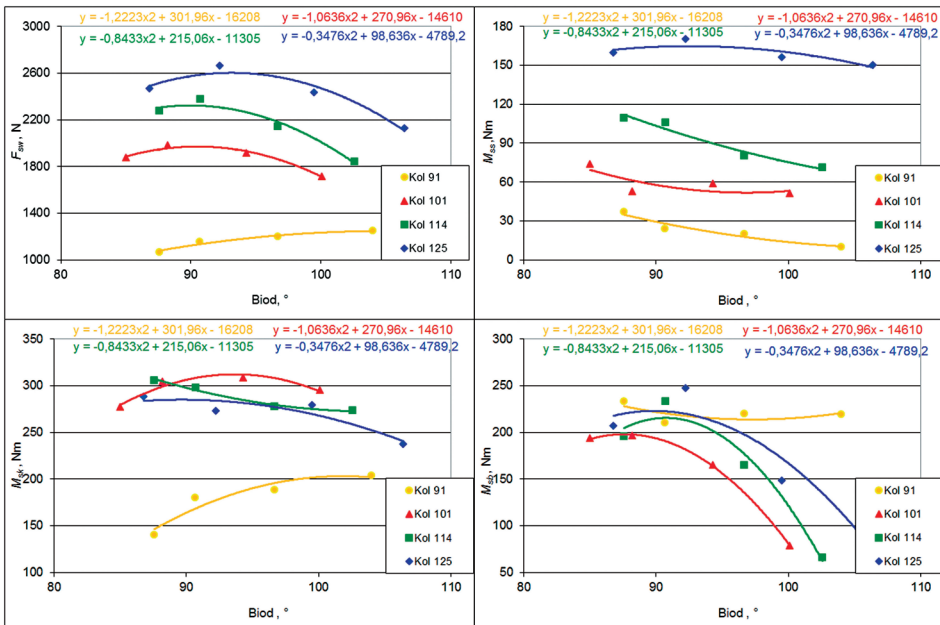
Rys. IV-22. Pomiar maksymalnej siły nacisku na pedał

Zależności pomiędzy wielkością kąta w stawie kolanowym a wartością siły wyrażającej maksymalne możliwości siłowe nacisku stopy na pedał oraz wartością momentu obciążającego staw skokowo-goleniowy, kolanowy i biodrowy przedstawiono na rysunkach IV-23 i IV-24 (Tokarski i in., 2001).

Jeśli się weźmie pod uwagę położenie w stawie kolanowym (rys. IV-23), to największe wartości siły nacisku stopy na pedał uzyskuje się przy kącie między udem a kolanem wynoszącym 120 – 130°. W przypadku obciążenia stawu skokowo-goleniowego największe obciążenie występuje w podobnym przedziale wielkości kąta. Inaczej jest w przypadku obciążenia stawu kolanowego.



Rys. IV-23. Zależności pomiędzy wartością kąta w stawie kolanowym (Kol) a wartością siły na pedale (F_{sw}) i wartością momentu obciążającego staw skokowo-goleniowy (M_{ss}), kolanowy (M_{sk}) i biodrowy (M_{sb}), (Tokarski i in., 2001)



Rys. IV-24. Zależności pomiędzy wartością kąta w stawie biodrowym (Biod) a wartością siły na pedale (F_{sw}) i wartością momentu obciążającego staw skokowo-goleniowy (M_{ss}), kolanowy (M_{sk}) i biodrowy (M_{sb}), (Tokarski i in., 2001)

Największe obciążenie jest w przedziale $100 - 120^\circ$, a w przedziale $120 - 130^\circ$ wartość obciążenia zaczyna się zmniejszać.

Zależność między położeniem kątowym w stawie biodrowym a wartością siły nacisku na pedał i obciążeniem poszczególnych stawów kończyny dolnej przedstawiono na rysunku IV-24. W tym przypadku wartość siły wywieranej na pedał i wartości obciążeń stawu skokowo-goleniowego i kolanowego nieznacznie się zmieniają wraz ze wzrostem wielkości kąta w stawie. Obciążenie stawu biodrowego maleje wraz ze wzrostem kąta w stawie biodrowym i najmniejsze wartości osiąga dla kąta $100 - 110^\circ$. Obciążenie to, podobnie jak obciążenie stawu skokowo-goleniowego, jest mniejsze od wartości zmierzonych momentów sił mięśniowych.

Zależność ilościowa pomiędzy położeniem członów kończyn dolnych, określonym wielkością kątów w stawach biodrowym i kolanowym, a wartością maksymalnej siły na pedale jest opisana równaniem (IV-4):

$$F_{\text{nog}} = 1224 - 557\cos\Omega + 3431\cos\theta - 2137\cos^2\theta \quad (\text{IV-3})$$

gdzie:

F_{nog} – siła nacisku stopą na pedał, w N

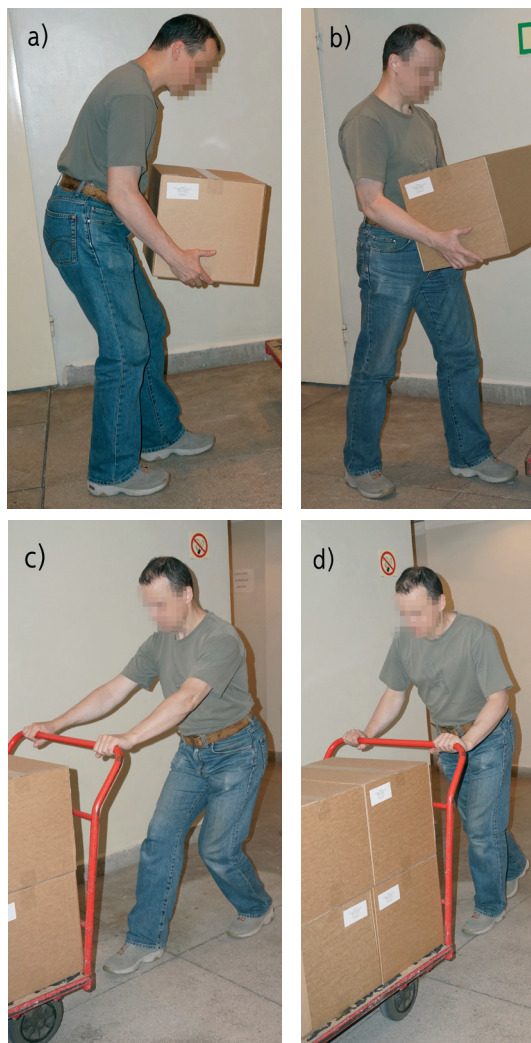
Ω – kąt w stawie biodrowym, w stopniach

θ – kąt w stawie kolanowym, w stopniach.

IV.5.4. Siły wywierane całym ciałem

Wiele czynności pracy jest wykonywanych w pozycji stojącej. Siła potrzebna do wykonania określonej czynności jest wówczas wywierana mięśniami całego ciała. Czynności wykonywane w pozycji stojącej i wymagające wywierania stosunkowo dużych sił zewnętrznych, takie jak: podnoszenie, przenoszenie oraz ciągnięcie i pchanie stosunkowo dużych i ciężkich przedmiotów (rys. IV-25), są powiązane z wykorzystaniem do pracy dużych grup mięśni.

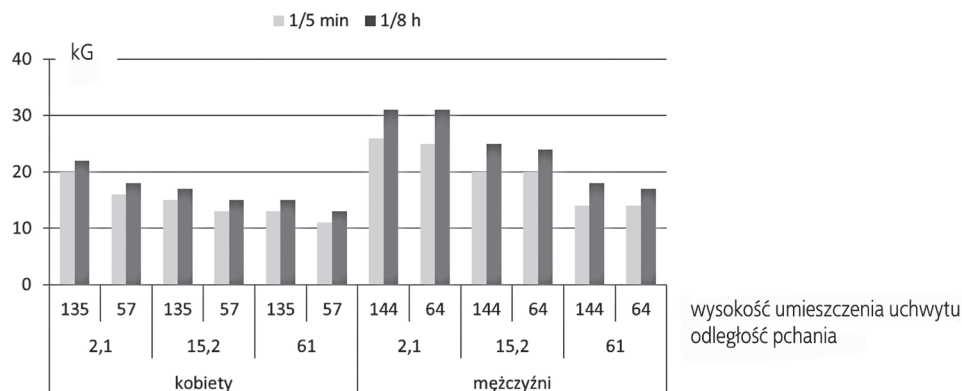
Zależności między pozycją przyjmowaną podczas pracy, częstością powtarzania czynności a wartością siły zewnętrznej dla czynności wykonywanych w pozycji stojącej, takich jak podnoszenie, przenoszenie, ciągnięcie i pchanie, zostały opracowane w formie tabel (Mital i in., 1993). Dane te ilustrują zależność między częstością powtórzeń a siłą zewnętrzną, co oznacza, że na ich podstawie dla danej siły zewnętrznej i pozycji ciała można uzyskać optymalną częstość powtarzania określonych czynności. Typ wywieranej siły wymusza określoną pozycję ciała, uwarunkowaną wysokością, na której znajduje się podnoszony przedmiot lub uchwyt w przypadku siły ciągnięcia i pchania. Stałe umieszczenie uchwytów lub



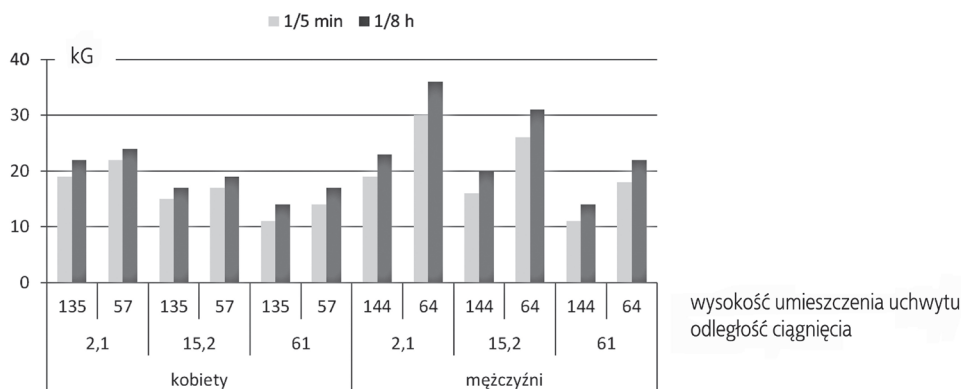
Rys. IV-25. Typowe pozycje ciała przyjmowane podczas: a) podnoszenia, b) przenoszenia, c) ciągnięcia, d) pchania

poziomu, na którym jest ustawiony podnoszony przedmiot, wraz z wymiarami antropometrycznymi pracownika, determinuje pozycję jego ciała. Pozycja ta jest inna w przypadku osoby 5. centyla w porównaniu z osobą 95. centyla. Oznacza to, że maksymalna wartość siły możliwej do wywierania w określonych warunkach zależy od czynników powiązanych ze stanowiskiem pracy i z pracownikiem.

Maksymalną wartość siły ciągnięcia i pchania możliwą do wywierania w różnych warunkach można przyjąć na podstawie wyników badań Mital i in. (1993), wskazujących, że wartość wywieranej siły jest uzależniona od płci osoby oraz wysokości położenia uchwytów, częstości powtórzeń i odległości, na jakiej wykonywana jest czynność ciągnięcia lub pchania (rys. IV-26 i IV-27). Od odległości zależy czas występowania obciążenia. Wydaje się, że ten czynnik odgrywa bardziej znaczącą rolę niż wysokość umieszczenia uchwytów i częstość powtórzeń, zarówno w populacji kobiet jak i mężczyzn.



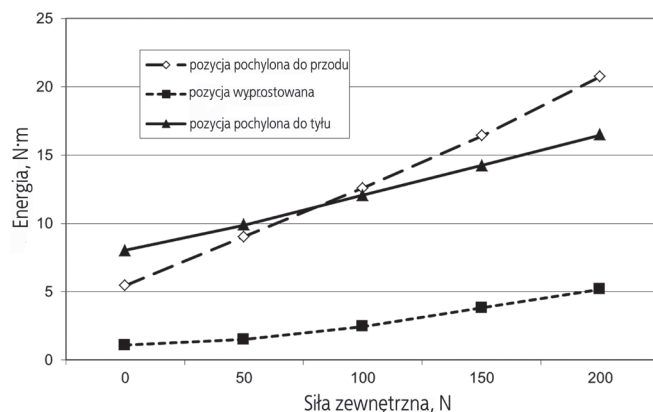
Rys. IV-26. Siła dwuręcznego pchania dla 90. centyla populacji mężczyzn i kobiet w zależności od wysokości położenia rąk, drogi pchania i częstości powtórzeń (na podstawie Mital i in., 1993)



Rys. IV-27. Siła dwuręcznego ciągnięcia dla 90. centyla populacji mężczyzn i kobiet w zależności od wysokości położenia rąk, drogi ciągnięcia i częstości powtórzeń (na podstawie Mital i in., 1993)

Trochę innym rodzajem czynności, podczas których siła jest wywierana całym ciałem, jest podnoszenie i przenoszenie ładunków. Istotna różnica pomiędzy czynnościami podnoszenia a ciągnięcia i pchania wynika z tego, że podnoszenie powoduje występowanie znacznie większego obciążenia części lędźwiowej kręgosłupa. Zależności dotyczące czynności podnoszenia zostały opisane tak zwanym równaniem NIOSH (Waters i in., 1993). Zależność tę oraz sposób wyznaczania wartości masy do podnoszenia przedstawiono dokładnie w rozdziale VII. Wartość siły działającej na krążki międzykręgowe zależy od pozycji ciała definiowanej np. kątem zginania pleców. Ilościowe zależności między siłami w kręgosłupie a kątem pochylenia pleców czy szyi są wynikiem badań, zazwyczaj z zastosowaniem modelowania komputerowego (Kamińska i in., 2010). Wyniki symulacji komputerowych

wskazują, że najmniejsze obciążenie dla takiej samej siły zewnętrznej występuje wówczas, gdy pozycja ciała jest wyprostowana. Jednakże warto podkreślić, że pozycja pochylona do tyłu powoduje mniejsze obciążenie niż pochylona do przodu o taki sam kąt (rys. IV-28). Szczególnym przypadkiem jest podnoszenie ładunków z podłogi. Podczas tej czynności obciążenie części lędźwiowej kręgosłupa znacznie się zwiększa i jednocześnie jest zależne od pozycji, w jakiej przedmiot jest podnoszony.



Rys. IV.28. Zmiana energii w mięśniach utrzymujących pozycję pleców wraz ze zmianą siły zewnętrznej i kątem pochyleń pleców (-20° , 0° , 20°), (Kamińska i in., 2010)

IV.6. Bibliografia

Auyeung T.W., Lee J.S., Leung J., Kwok T., Woo J. (2014) *Age-associated decline of muscle mass, grip strength and gait speed: a 4-year longitudinal study of 3018 community-dwelling older Chinese*. Geriatr. Gerontol. Int., 14 Suppl. 1:76-84.

Balogun J.A., Akomolafe C.T., Amusa L.O. (1991a) *Grip strength: Effects of testing posture and elbow position*. Arch. Phys. Med. Rehabil., 72:280-283.

Balogun J.A., Adenola S.A., Akinloye A.A. (1991b) *Grip strength normative data for the Harpenden dynamometer*. J.Orthop. Sports. Physic. Therapy, 14 (4):155-160.

Bassey E.J. (1997) *Measurement of muscle strength and power*. Mus. Nerve. Suppl.; 5:S44-S46.

Biomechanika narządu ruchu człowieka (2011) Red. D. Tejszerska, E. Świtoński. Radom, Wydawnictwo Naukowe Instytutu Technologii Eksploatacji – PIB.

Chatterjee S., Chowdhuri B.J. (1991) *Comparison of grip strength and isometric endurance between the right and left hands of men and their relationship with age and other physical parameters*. J. Hum. Ergol. (Tokyo), 20(1):41-50.

- Crosby C.A., Wehbe M.A., Mawr B. (1994) *Hand strength: normative values*. J. Hand.Surg. Am., 19(4):665-670.
- De Smet L., Fabry G. (1996) *Grip strength in patients with tennis elbow. Influence of elbow position*. Acta. Orthop. Belg., 62(1):26-29.
- De Smet L., Firez B., Stapparts K. (1998) *Effect of forearm rotation of grip strength*. Acta. Orthop. Belg., 64(4):360-362.
- Desrosiers J., Hébert R., Bravo G., Rochette A. (1999) *Age-related changes in upper extremity performance of elderly people: a longitudinal study*. Exp. Gerontol., 34(3):393-405.
- Fairfax A.H., Balnave R., Adams R.D. (1995) *Variability of grip strength during isometric contraction*. Ergonomics, 38(9):1819-1830.
- Fisher M.B., Birren J.E. (1947) *Age and strength*. J. Appl. Psychol., 31(5):490-497.
- Fiutko R. (1987) *The comparison study of grip strength in male population of Kuwait and Poland*. J. Sports. Med. Phys. Fitness, 27(4):497-500.
- Forrest K.Y., Zmuda J.M., Cauley J.A. (2005) *Patterns and determinants of muscle strength change with aging in older men*. Aging Male, 8(3-4):151-156.
- Forrest K.Y., Zmuda J.M., Cauley J.A. (2007) *Patterns and correlates of muscle strength loss in older women*. Gerontol., 53(3):140-147.
- Forrest K.Y., Bunker C.H., Sheu Y., Wheeler V.W., Patrick A.L., Zmuda J.M. (2012) *Patterns and correlates of grip strength change with age in Afro-Caribbean men*. Age. Ageing, 41(3):326-332.
- Gedliczka A., Pochopień P. (2001) *Atlas miar człowieka – dane do projektowania i oceny ergonomicznej*. Warszawa, CIOP.
- Gzik M. (2007) *Biomechanika kręgosłupa człowieka*. Gliwice, Politechnika Śląska.
- Hallbeck M.S., McMullin D.L. (1993) *Maximal power grasp and three-jaw chuck pinch force as a function of wrist position, age, and glove type*. Int. J. Ind. Ergonom., 11:195-206.
- Hanten W.P., Chen W.Y., Austin A.A., Brooks R.E., Carter H.C., Law C.A., Morgan M.K., Sanders D.J., Swan C.A., Vanderslice A.L. (1999) *Maximum grip strength in normal subjects from 20 to 64 years of age*. J. Hand. Ther., 12(3):193-200.
- Hunt J.E., Walton L.A., Ferguson R.A. (2012) *Brachial artery modifications to blood flow-restricted handgrip training and detraining*. J. Appl. Physiol., 112(6):956-61.
- Imrhan S.N. (1999) *The influence of grip width on two-handed grip strengths in females*. J. Indus. Ergon., (25):187-194.
- Imhran S.N. (1991) *The influence of wrist position on different types of pinch strength*. Appl. Ergon., 22 (6):379-384.

- Imhran S.N. (1989) *Trends in finger pinch strength in children, adults and the elderly*. Hum. Factors, 31(6):689-701.
- Jarit P. (1991) *Dominant-hand to non-dominant hand grip strength ratios of college baseball players*. J. Hand. Ther., 4:123-126.
- Josty I.C., Tyler M.P., Shewell P.C., Roberts A.H. (1997) *Grip and pinch strength variations in different types of workers*. J. Hand Surg., 22B:266-269.
- Kamińska J., Liu-Roman D., Zagrajek T., Borkowski P. (2010) *Differences in Lumbar Spine Load Due to Posture and Upper Limb External Load*. Int. J. Occup. Saf. Ergon. (JOSE), 16(4):421-430.
- Kallman D.A., Plato C.C., Tobin J.D. (1990) *The role of muscle loss in the age-related decline of grip strength: cross-sectional and longitudinal perspectives*. J. Gerontol., 45(3):M 82-88.
- Kattel B.P., Fredericks T.K., Fernandez J.E., Lee D.C. (1996) *The effect of upper extremity posture on maximum grip strength*. Int. J. Ind. Ergonom., 18:423-429.
- Kaur M. (2009) *Age-related changes in handgrip strength among rural and urban Haryanvi Jat females*. Hum. Biology., 60:441-450.
- Kellor M., Frost J., Silberberg N., Iversen I., Cummings R. (1971) *Hand strength and dexterity*. Am. J. Occup. Ther., 25:77-83.
- Kilbom A. (1994) *Repetitive work of the upper extremity: Part II – The scientific basis (knowledge base) for the guide*. Int. J. Ind. Ergonom., 14:59-86.
- Kuzala E.A., Vargo M.C. (1992) *The relationship between elbow position and grip strength*. Am. J. Occup. Ther., 46(6):509-512.
- Lamoreaux L., Hoffer M.M. (1995) *The effect of wrist deviation on grip and pinch strength*. Clin. Orthop. Relat., 314:152-155.
- Marley R. J., Wehrman R.R. (1992) *Grip strength as a function of forearm rotation and elbow posture*. [W]: Proc. of the 36th Annual Meeting of the Hum. Factors and Ergonomics Society, Atlanta, s. 791-795.
- Marley R.J., De Bree T.S., Wehlman R. (1993) *The effect of wrist, forearm and elbow posture on maximum grip strength* [W:] 2nd Industrial Engineering Research Conference Proceedings. Los Angeles, CA, USA. Institute of Industrial Engineers, s. 525-529.
- Marley R.J, Fernandez J.E. (1995) *Psychophysical frequency and sustained exertion at varying wrist postures for a drilling task*. Ergonomics, 38(2):303-325.

Mathiassen S.E., Winkel J. (1991) *Quantifying variation in physical load using exposure-vs-time data*. Ergonomics, 12:1455-1468.

Mathiassen S.E., Aminoff T. (1997) *Motor control and cardiovascular responses during isoelectric contractions of the upper trapezius muscle: evidence for individual adaptation strategies*. Eur. J. Appl. Physiol., 76:434-444.

Mathiowetz V., Weber K., Volland G., Kashman N. (1984) *Reliability and validity of grip and pinch strength evaluations*. J. Hand. Surg. Am., 9(2):222-226.

Mathiowetz V., Kashman N., Volland G., Weber K., Dowe M., Rogers S. (1985) *Grip and pinch strength: normative data for adults*. Arch. Phys. Med. Rehabil., 66(2):69-74.

Mathiowetz V., Kashman N., Volland G., Weber K., Dowe M., Rogers S. (1985a) *Grip and pinch strenght: Normative data for adults*. Arch. Phys. Med. Rehabil., 99:69-72.

Mathiowetz V., Rennells C., Donahoe L. (1985b) *Effect of elbow position on grip and key pinch strength*. J. Hand Surg., 10A, 694-697.

Mehta R.K., Cavuoto L.A. (2015) *The effects of obesity, age, and relative workload levels on handgrip endurance*. App. Ergonom., 46:91-95.

Miedema M. C., Douwes M., Dul J. (1997) *Recommended maximum holding times for prevention of discomfort of static postures*. Int. J. Ind. Ergonom., 19:9-18.

Milanowicz M., Budziszewski P. (2013) *Badanie reakcji człowieka w momencie utraty równowagi z wykorzystaniem technik rzeczywistości wirtualnej. Pkt 2. Przeprowadzenie badań z udziałem ochotników i opracowanie wyników. Praca statutowa III-43. Warszawa, CIOP-PIB [Praca niepublikowana]*.

Mital A., Nicholson A.S., Ayoub M.M. (1993) *A Guide to Manual Materials Handling*. London-Washington, Taylor & Francis.

Montoye H.J., Lamphiear D.E. (1977) *Grip and arm strength in males and females, age 10 to 69*. Res. Q., 48(1):109-120.

Morecki A., Ekiel J., Fidelus K. (1971) *Bionika ruchu*. Warszawa, PWN.

Nagasawa Y., Demura S., Takahashi K. (2013) *Age differences between the controlled force exertion measured by a computer-generated sinusoidal and a bar chart display*. Arch. Gerontol. Geriatr., 57(1):86-91.

Niebuhr B.R., Marion R. (1990) *Voluntary control of submaximal grip strength*. Am. J. Phys. Med. Rehabil., 1,69(2):96-101.

- Niebuhr B.R., Marion R., Hasson S.M. (1993). *Electromyographic analysis of effort in grip strength assessment*. Electromyogr. Clinic. Neuroph., 33:149-156.
- Ng G., Fan A. (2001) *Does Elbow Position Affect Strength and Reproducibility of Power Grip Measurements?* Physiotherapy, 87(2):68-72.
- Nurminen J., Puustinen J., Läähtenmäki R., Vahlberg T., Lyles A., Partinen M., Riihää I., Neuvonen P.J., Kivelä S.L. (2014) *Handgrip strength and balance in older adults following withdrawal from long-term use of temazepam, zopiclone or zolpidem as hypnotics*. B.M.C. Geriatr., 121(14):1-10.
- Pryce J.C. (1980) *The wrist position between neutral and ulnar deviation that facilitates the maximum power grip strength*. J. Biomech., 13(6):505-511.
- Rantanen T., Era P., Heikkinen E. (1997) *Physical activity and the changes in maximal isometric strength in men and women from the age of 75 to 80 years*. J. Am. Geriatr. Soc., 45(12):1439-1445.
- Rantanen T., Masaki K., Foley D., Izmirlian G., White L., Guralnik J.M. (1998) *Grip strength changes over 27 yr in Japanese-American men*. J. Appl. Physiol. 85(6):2047-2053.
- Rice C.L., Cunningham D.A., Paterson D.H., Dickinson J.R. (1993) *Strength training alters contractile properties of the triceps brachii in men aged 65-78 years*. Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol., 66(3):275-280.
- Rice C.L., Cunningham D.A., Paterson D.H., Rechnitzer P.A. (1989) *Strength in an elderly population*. Arch. Phys. Med. Rehabil., 70(5):391-397.
- Richards L.G. (1997) *Posture effects on grip strength*. Arch. Phys. Med. Rehabil., 78:1154-1156.
- Roman-Liu D. (2003a) *Analiza biomechaniczna pracy powtarzalnej*. CIOP, Warszawa.
- Roman-Liu D. (2003b) *Maximum handgrip force in relation to upper limb posture. A Meta Analysis*. Am. Ind. Hyg. Assoc. J., 64:609-617.
- Roman-Liu D. (2003c) *Maximum force of tip pinch and palmer pinch in relation to maximum handgrip force – A Meta Analysis*. Biol Sport, 20(4), 303-319.
- Roman-Liu D., Tokarski T. (2005a) *Upper limb load as a function of repetitive task parameters: part 2 – an experimental study*. Int. J. Occup. Saf. Ergon. (JOSE), 11(1):103-112.
- Roman-Liu D., Tokarski T. (2005b) *Upper limb strength in relation to upper limb posture*. Int. J. Ind. Ergonom., 35:19-31.

Roman-Liu D., Tokarski T., Wójcik K. (2004) *Quantitative assessment of upper limb muscle fatigue depending on the conditions of repetitive task load*. J. Electromyogr. Kinesiol., 14(6):671-82.

Silverstein B., Fine L.J., Armstrong T.J. (1986) *Hand wrist cumulative trauma disorders in industry*. Br. J. Ind. Med., 43:779-784.

Skelton D.A., Greig C.A., Davies J.M., Young A. (1994) *Strength. Power and Related Functional Ability of Healthy People Aged 65–89 Years*. Age. Ageing, 23:371-377.

Su C.Y., Lin J.H., Chien T.H., Cheng K.F., Sung Y.T. (1994) *Grip strength in different positions of elbow and shoulder*. Arch. Phys. Med. Rehabil., 75:812-815.

Tokarski T., Roman-Liu D., Kamińska J. (2001) *Optymalizacja kąta pochylenia siedziska oraz położenia i charakterystyki pedału roboczego ze względu na wartość obciążeń w stawach kończyny dolnej*. Sprawozdanie z realizacji zadania badawczego 4.11.6 w programie wieloletnim pn. „Bezpieczeństwo i ochrona zdrowia człowieka w środowisku pracy”. Warszawa, CIOP-PIB [Praca niepublikowana].

Waters T.R., Putz-Anderson V., Garg A., Fine L.J. (1993) *Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks*. Ergonomics., 36(7):749-776.

Young V.L., Pin P, Kraemer B.A., Gould R.B., Nemergut L., Pellowski M. (1989) *Fluctuation in grip and pinch strength among normal subjects*. J. Hand. Surg., 14A:125-129.

PN-EN 547-3:2000 *Bezpieczeństwo maszyn – Wymiary ciała ludzkiego – Część 3: Dane antropometryczne*.

PN-EN 1005-4:2005 (U) *Maszyny – Bezpieczeństwo – Możliwości fizyczne człowieka. Część 4: Ocena pozycji pracy i ruchów w relacji do maszyny*.

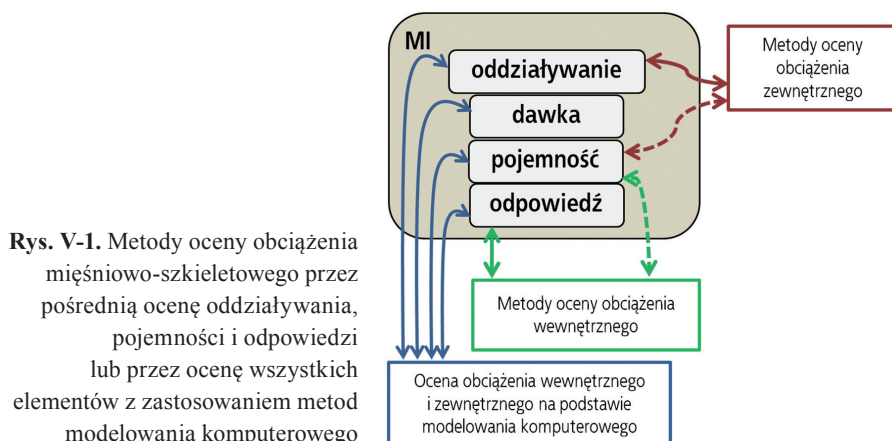
V. Sposoby monitorowania i redukcji obciążenia mięśniowo-szkieletowego

V.1. Ocena obciążenia mięśniowo-szkieletowego

Działania zmierzające do określenia optymalnego (tj. powodującego najmniej szkodliwe negatywne skutki dla zdrowia pracowników) obciążenia układu mięśniowo-szkieletowego podczas pracy są głównym zadaniem biomechaniki pracy. Istotnym krokiem na tej drodze jest wyrażenie w sposób ilościowy zmiennych powiązanych z wykonywanymi czynnościami pracy i determinujących obciążenie mięśniowo-szkieletowe. Interakcje pomiędzy oddziaływaniem czynników biomechanicznych, psychospołecznych i wibracji a procesami obciążenia wewnętrznego i reakcji układu mięśniowo-szkieletowego na to obciążenie wyrażono modelem MI (rozdz. III). Jak wynika z tego modelu, obciążenie wewnętrzne określane dawką ściśle zależy od oddziaływania. Zatem zmniejszenie dawki, czyli wewnętrznego obciążenia układu mięśniowo-szkieletowego, i poprzez to zmniejszenie ryzyka rozwoju MSDs jest możliwe w wyniku zmniejszenia oddziaływania, czyli przez właściwy dobór wartości parametrów opisujących czynniki biomechaniczne, psychospołeczne i drgania mechaniczne (wibrację). Związek między narażeniem na czynniki psychospołeczne i drgania nie jest dostatecznie zbadany, nie dostarcza więc jednoznacznych rozwiązań prowadzących do zmniejszenia ryzyka rozwoju MSDs. Znacznie więcej danych oraz zależności między oddziaływaniem a rozwojem MSDs opracowano w odniesieniu do czynników biomechanicznych, które są uznawane za główne czynniki obciążenia determinujące rozwój dolegliwości.

Pomiar dawki w sposób bezinwazyjny nie jest możliwy, dlatego ilościowej ocenie podlega oddziaływanie lub odpowiedź systemu na to oddziaływanie. Na podstawie oszacowanego i wyrażonego w sposób ilościowy oddziaływania lub odpowiedzi wnioskuje się o wielkości dawki. Pojemność systemu może być mierzona w sposób pośredni, przez ocenę maksymalnych możliwości organizmu.

W celu ilościowej oceny oddziaływania, pojemności lub odpowiedzi są stosowane różne procedury ujęte w metodach oceny obciążenia układu mięśniowo-szkieletowego. Metody te mogą być klasyfikowane w zależności od tego, których elementów modelu MI dotyczą. Zatem, można wyróżnić metody oceny obciążenia zewnętrznego, gdy procedury oceny dotyczą oddziaływania lub pojemności, metody oceny obciążenia wewnętrznego, gdy dotyczą odpowiedzi lub pojemności, oraz modelowanie komputerowe, które może obejmować wszystkie obszary modelu MI (rys. V-1).



Metody komputerowe umożliwiają zamodelowanie stosownych zależności i wyrażenie dawki, czyli rzeczywistego obciążenia poszczególnych struktur ciała, jako funkcji zmiennych. Jednakże, w tym celu konieczne jest przedstawienie wszystkich elementów modelu MI w sposób sparametryzowany. Złożoność i dokładność tych parametrów determinuje dokładność obliczeń, czyli np. dokładność oceny wielkości dawki.

Metody oceny mogą się odnosić do obciążenia jednostkowego lub obciążenia całkowitego (rozdz. IV.1), lecz mogą także służyć do oceny ryzyka rozwoju MSDs, czyli skutków oddziaływania czynników stanowiących obciążenie dla układu mięśniowo-szkieletowego. Gdy służą także ocenie ryzyka rozwoju MSDs, są wyposażone w kryteria oceny ryzyka. Kryteria te wskazują zazwyczaj trójstopniowe strefy oceny ryzyka (małe, średnie, duże).

Dopuszczalne wartości lub kryteria rozgraniczające strefy ryzyka rozwoju MSDs mogą być określone z zastosowaniem metod psychofizycznych. Są to metody pomiaru możliwości fizycznych człowieka. Metody te opierają się na pomiarach maksymalnych możliwości osób badanych bądź na określeniu, ile procent badanej populacji może bez uszczerbku dla zdrowia podlegać określonemu obciążeniu. Badania mogą dotyczyć siły wywieranej przez określone grupy mięśni bądź czasu utrzymywania określonego obciążenia.

V.2. Metody oceny obciążenia zewnętrznego

Metody oceny obciążenia zewnętrznego odnoszą się do oceny oddziaływania czynników biomechanicznych występujących w powiązaniu z wykonywaną pracą, a ich stosowanie ma na celu wyrażenie tego oddziaływania w sposób ilościowy. Stosowane są różne metody, które wyrażają obciążenie układu mięśniowo-szkieletowego jako funkcję parametrów opisujących czynniki biomechaniczne składające się na oddziaływanie biomechaniczne. Parametrami opisującymi czynniki biomechaniczne istotne dla oceny tego oddziaływania są te, które definiują quasi statyczną pozycję ciała i wywieraną siłę w określonym momencie czasu (czasie jednostkowym). Na tej podstawie ocenia się oddziaływanie całkowite, czyli obciążenie powiązane z wykonywaniem pracy podczas jednej zmiany roboczej wyrażone jako funkcja parametrów definiujących pozycję ciała, wywieraną siłę oraz czasy jednostkowe.

Pojemność systemu mięśniowo-szkieletowego, w metodach oceny obciążenia zewnętrznego, jest określana poprzez możliwości siłowe. Tak więc siła maksymalna rejestrowana czujnikami zewnętrznymi, będąca wynikiem skurczu grupy mięśni, jest wskaźnikiem pojemności układu ruchu. Wartości maksymalne siły są wykorzystywane do celów normalizacji, czyli wyrażenia odpowiedzi jako wartości względnej.

Ocena obciążenia i ryzyka rozwoju MSDs przyjęta w metodach oceny obciążenia zewnętrznego składa się z następujących etapów: a) rejestracji kolejnych pozycji ciała i wywieranych sił z uwzględnieniem sekwencji czasowej, np. z zastosowaniem nagrania wideo pracownika podczas kilku cykli pracy; b) przetransponowania ciągłego charakteru pracy na quasi statyczny przez wybór do oceny pozycji ciała reprezentatywnej dla danej czynności; c) opracowania chronometrażu z przyporządkowaniem każdej czynności czasu jej trwania (czasu jednostkowego); d) przyporządkowania każdej z wyszczególnionych w chronometrażu czynności danych wejściowych, czyli parametrów definiujących pozycję ciała i wywieraną siłę; e) oceny obciążenia z zastosowaniem właściwej dla danej metody procedury i (jeżeli metoda służy także do oceny ryzyka) odniesienia wartości wskaźnika obciążenia do kryteriów umożliwiających zakwalifikowanie ryzyka do jednej ze stref oceny.

Metody oceny obciążenia zewnętrznego różnią się sposobem postępowania podczas identyfikacji parametrów biomechanicznych, dokładnością danych wejściowych i procedurą oceny obciążenia, a także sposobem wyznaczania wielkości ryzyka związanego z tym obciążeniem. Różnią się też ze względu na obszar ciała podlegający ocenie oraz rodzaj czynności pracy objętych metodą. Niektóre metody umożliwiają obciążenie kończyn górnych i kończyn dolnych niezależnie, podczas

gdy inne dostarczają całościowej oceny, a jeszcze inne dotyczą np. tylko kończyn górnych lub górnej części ciała. Niektóre z metod są przeznaczone do oceny obciążenia tylko dla jednego określanego rodzaju czynności, np. ręcznego transportu ładunków czy pracy powtarzalnej kończyn górnych.

O dokładności metody decydują wszystkie etapy, co oznacza, że dokładność przeprowadzonej oceny zależy zarówno od dokładności danych wejściowych jak i obliczeń bądź szacowania obciążenia w przyjętej procedurze oceny. Dane wejściowe odnoszą się do pozycji ciała, wywieranej siły i sekwencji czasu poprzez wartości lub zakresy wartości mierzonych parametrów. Jednakże w niektórych metodach ocena jest tylko jakościowa. Procedury oceny obciążenia są oparte na prostych tabelach szacowania obciążenia lub na prostych zależnościach matematycznych albo nawet skomplikowanych procedurach obliczeniowych, w których obliczenia są przeprowadzane z zastosowaniem programów komputerowych. Najczęściej stosowane metody oceny obciążenia zewnętrznego zostały dokładniej opisane w rozdziale VII, a w rozdziale IX przedstawiono przykłady ich zastosowania.

V.3. Metody oceny obciążenia wewnętrznego

Zgodnie z modelem Kędziora i Wita (2002) w aktywności fizycznej uczestniczy układ zasilania i układ ruchu. W każdym momencie, bez względu na poziom i rodzaj wysiłku fizycznego, stan organizmu może być opisany z zastosowaniem miar fizjologicznych wskazujących na reakcję organizmu na zadawane obciążenie zewnętrzne (oddziaływanie). Tak więc pojemność (wydolność) i odpowiedź (wysiłek) mogą być pośrednio ocenione przez miary fizjologiczne układu mięśniowo-szkieletowego, układu krążenia i układu oddychania. Na podstawie wysiłku ocenionego za pomocą miar fizjologicznych można także ocenić obciążenie wewnętrzne, czyli dawkę.

Zarówno stałe utrzymywanie pozycji ciała, jak i ruch są możliwe, dzięki skurczom mięśni zachodzącym w wyniku pobudzenia jednostek motorycznych. Poziom napięcia mięśniowego, czyli wysiłku mięśni, jest oceniany z zastosowaniem elektromiografii. Ze względu na wielość aspektów związanych z pomiarem, charakterystyką sygnału, miarami i interpretacją oraz wynikającą z tego potrzebą szerszego opisu, metodę elektromiografii przedstawiono w rozdziale VI.

Energia wykorzystywana przez organizm do skurczu mięśni i poprzez to do wykonywania różnych czynności jest uzyskiwana w wyniku utleniania składników odżywczych, takich jak węglowodany, tłuszcze i białka. W reakcjach utleniania

jest zużywany tlen i wydzielany dwutlenek węgla w ilościach proporcjonalnych do wydatkowanej energii. Ilość tlenu dostarczana z krwią do komórek mięśniowych zależy przede wszystkim od częstości skurczów serca (HR , ang. *heart rate*) i objętości pochłanianego tlenu (V_{O_2}), czyli miar charakteryzujących działanie układu oddechowego i sercowo-naczyniowego. Miary maksymalne lub spoczynkowe odnoszą się do pojemności układu, a rejestrowane miary jednostkowe podczas wykonywania określonych czynności są odpowiedzią układu na oddziaływanie związane z wykonywaniem określonych czynności. Podstawowe parametry opisujące intensywność wysiłku mogą być stosowane do oceny obciążenia wewnętrznego.

Podczas wysiłków o bardzo dużej intensywności pochłanianie tlenu osiąga maksimum, a dalszy wzrost mocy wysiłku nie powoduje już wzrostu jego pochłaniania. Ta największa ilość tlenu, jaką organizm jest w stanie pochłoniąć w ciągu jednej minuty, jest nazywana pułapem tlenowym – $V_{O_{2max}}$. Oznacza to, że $V_{O_{2max}}$ jest parametrem określającym wydolność organizmu, czyli – jeśli się odwołamy do modelu MI – określa pojemność. Wysiłek fizyczny, podczas którego zapotrzebowanie na tlen przekracza $V_{O_{2max}}$, jest nazywany wysiłkiem supramaksymalnym, a wysiłek o zapotrzebowaniu na tlen mniejszym niż $V_{O_{2max}}$ wysiłkiem submaksymalnym. Pomiar objętości wydychanego powietrza przeprowadza się z zastosowaniem spirometrii (rys. V-2).



Rys. V-2. Badanie wydolności fizycznej na cycloergometrze rowerowym Monark – Ergomedic 828E

Pułap tlenowy jest parametrem charakteryzującym daną osobę i jej wydolność. Intensywność wysiłku powiązana z określonymi czynnościami jest oceniana miarą V_{O_2} . Jest to miara bezwzględna, co oznacza, że nie można ocenić, jak duży jest wysiłek fizyczny dla danej osoby. Określony wysiłek fizyczny może być wysiłkiem ciężkim dla osoby o małej wydolności lub lekkim dla osoby o wydolności dużej.

Dlatego również w przypadku oceny intensywności wysiłku lepszym miernikiem od miar bezwzględnych są miary względne. Obciążenie względne jest wyrażane proporcją pomiędzy zapotrzebowaniem na tlen podczas wykonywania danych czynności, wyrażanym objętością pochłanianego tlenu (V_{O_2}), a maksymalnym pochłanianiem tlenu przez organizm ($V_{O_{2max}}$).

Ilość energii wydatkowanej podczas określonych czynności pracy jest wyrażana miarą wydatku energetycznego. Istotną rolę w ocenie wydatku energetycznego odgrywa iloraz oddechowy, czyli stosunek ilości wydalanego dwutlenku węgla do ilości pobieranego w tym czasie tlenu. Iloraz oddechowy zależy od rodzaju spalonych w ustroju związków organicznych; dla węglowodanów wynosi 1, dla białek wynosi 0,85, dla tłuszczów 0,7. Na jego podstawie jest wyznaczana wartość równoważnika energetycznego 1 litra tlenu (O_2). Wydatek energetyczny może być oceniany w sposób bezpośredni, gdy analizowana jest zawartość tlenu i dwutlenku węgla w wydychanym/wdychanym powietrzu. Może być także oceniany w sposób pośredni, gdy ilość wydychanego tlenu nie jest mierzona, tylko szacowana na podstawie założeń o istnieniu liniowej zależności pomiędzy ilością zużytego tlenu a ilością pochłanianego powietrza (Bugajska, 2010). Przy założeniu stałej wartości równoważnika energetycznego wydatek energetyczny zależy od ilości wdychanego/wydychanego powietrza, a przybliżoną wartość wydatku energetycznego można obliczyć, posługując się równaniem Datta-Ramanathana (Bugajska, 2008):

$$E = 0,21 \cdot VE(STPD) \quad (V-1)$$

gdzie:

E – wydatek energetyczny, w kJ/min

$VE(STPD)$ – wentylacja płuc w warunkach STPD (objętość gazu suchego w temperaturze 0 °C i pod ciśnieniem atmosferycznym 101,3 kPa), w l/min.

Pomiar wydatku energetycznego można przeprowadzić z zastosowaniem miernika MWE, który jest przenośnym, lekkim aparatem o małych wymiarach, umożliwiającym pomiar w czasie wykonywania pracy na stanowisku, czyli w sytuacji, w której utrudnione jest bezpośrednie określenie ilości pobieranego tlenu i wydalanego dwutlenku węgla. Pomiar z zastosowaniem miernika MWE jest oparty na zależności liniowej i dużym współczynniku korelacji pomiędzy wielkością wentylacji płuc, pobieraniem tlenu i wydatkiem energetycznym. W celu przeprowadzenia pomiaru na twarz pracownika zakłada się dokładnie dopasowaną półmaskę, którą powinien nosić w trakcie wykonywania czynności pracy (rys. V-3).



Rys. V-3. Pomiar wydychanego powietrza z zastosowaniem maski MWE

W masce jest wmontowany przepływomierz turbinowy połączony z miernikiem. Wdech osoby badanej powoduje uruchomienie turbiny, której obroty są zliczane. Liczba obrotów jest przeliczana na wartość przepływu powietrza, co z kolei dostarcza informacji na temat objętości powietrza w warunkach STPD. Miernik automatycznie wprowadza niezbędne dla takiego przeliczenia dane dotyczące temperatury otoczenia oraz współczynnik dla ciśnienia atmosferycznego. Wprowadzane są także dane dotyczące masy i wysokości ciała, wieku oraz płci osoby badanej. Wynikiem pomiaru jest wartość wydatku energetycznego netto, tj. ilość energii wydatkowanej przez badaną osobę na wykonywaną czynność, oraz wydatku energetycznego brutto, czyli z uwzględnieniem energii spoczynkowej.

Wydatek energetyczny może także być obliczony na podstawie pomiaru częstości skurczów serca. Do obliczenia zakłada się liniową zależność między częstością skurczów serca (HR), a wielkością poboru tlenu (V_{O_2}) oraz przyjmuje, że uzyskanie maksymalnej częstości skurczów serca (HR_{max}) jest jednoznaczne z osiągnięciem $V_{O_{2max}}$. W celu wykonania wiarygodnego pomiaru należy wyznaczyć indywidualną zależność regresyjną HR/V_{O_2} podczas wysiłku o różnej intensywności.

Z zastosowaniem metody pośredniej pomiaru częstości skurczów serca można oznaczać wydatek energetyczny wysiłku oraz całodobowy wydatek energetyczny (monitorowanie pracy serca z odpowiednio dużą częstotliwością, np. co minutę).

Energia wykorzystywana przez organizm (energia mechaniczna, chemiczna lub elektryczna) ostatecznie jest zamieniana w energię cieplną. Oznacza to, że

ilość ciepła wydzielanego przez organizm odzwierciedla poziom przemian energetycznych. Ocena wydatku energetycznego na podstawie pomiarów całkowitej ilości ciepła wytwarzanego w organizmie w określonym czasie jest przeprowadzana w metodzie kalorymetrii bezpośredniej. Pomiary wykonuje się w specjalnych kalorymetrach umożliwiających dokładny pomiar zmian temperatury powietrza w pomieszczeniu, w którym przebywa badana osoba, oraz ilości ciepła traconego przez organizm wskutek promieniowania i parowania wody. Pomiar polega na oznaczeniu ilości ciepła wydzielanego przez organizm znajdujący się w komorze kalorymetrycznej, urządzeniu przypominającym pomieszczenie, otoczonym obiegiem wodnym. Na podstawie wzrostu temperatury wody otaczającej ściany komory określa się ilość wydzielanego ciepła (w jednostce czasu). Metoda kalorymetrii bezpośredniej jest dokładna, jednak wymaga zastosowania specjalistycznej aparatury.

Do oceny wydatku energetycznego służy także metoda chronometrażowo-tabelaryczna, która polega na wyodrębnieniu czynności elementarnych i poseregowaniu ich wg określeń zawartych w tabelach. Na podstawie tabel zawierających wyszczególnione czynności pracy i przypadające im wartości wydatku energetycznego oceniany jest stopień ciężkości pracy każdej z czynności uwzględnionych w chronometrażu. Ponieważ w tabelach znajduje się ograniczona liczba czynności, więc dla wielu czynności wykonywanych na stanowisku pracy i wyodrębnionych w chronometrażu przyjmuje się pozycję najbardziej zbliżoną, co zawęża możliwość dokładnej oceny wydatku energetycznego powiązanego z pracą wykonywaną na stanowisku. Ponadto w metodzie tej nie uwzględnia się indywidualnych cech pracownika ani zróżnicowania wynikającego ze specyfiki poszczególnych stanowisk pracy. Wszystko to powoduje, że jest to metoda mało dokładna. Tabele dla różnych czynności pracy przedstawiono w publikacji (Bugajska, 2010).

Zgodnie z układem jednostek SI wydatek energetyczny określa się w dżulach (J). Często stosowane są także kilokalorie (kcal), przy czym $1 \text{ kcal} = 0,2389 \text{ kJ}$. Wydatek energetyczny może także określać intensywność wysiłku i wówczas jest wyrażany w jednostkach mocy, czyli w watach (W) lub w kilokaloriach na minutę (kcal/min). Jednostki te mogą być przeliczane względem siebie: $1 \text{ kcal/min} = 0,0143 \text{ W}$. Osobnicze różnice wartości wydatku energetycznego mogą być zniwelowane przez przeliczenie wyznaczonej wartości, jako wartości względnej, czyli na 1 m^2 powierzchni ciała. Otrzymuje się w ten sposób gęstość wydatku energetycznego, wyrażoną w watach na metr kwadratowy (W/m^2).

Wydatek energetyczny można także wyrazić jako równoważnik metaboliczny MET. Jeden MET określa zużycie jednej kilokalorii energii przez jeden kilogram masy ciała w ciągu jednej godziny spoczynku (spokojne siedzenie), (kcal/kg m.c./h).

Zatem wydatek energetyczny określonego wysiłku fizycznego można oszacować, mnożąc liczbę MET przez liczbę kilogramów masy ciała i czas trwania danej aktywności (wyrażony w godzinach). Oznacza to, że intensywność wysiłku fizycznego może być wyrażana ilościowo przez wielokrotność jednego MET. Stosując liczbę MET, można określić, ile razy więcej energii jest zużywane podczas wykonywania określonej czynności w porównaniu z energią wydatkowaną w czasie spoczynku. Przykładowo, bardzo wolny spacer z prędkością 3 km/h odpowiada 2,5 MET, podczas gdy szybki spacer (6 km/h) to 3 MET, a bieg z prędkością 8 km/h oznacza wydatkowanie energii na poziomie 8 MET, a z prędkością 12 km/h – 12 MET.

V.4. Modele komputerowe

Gwałtowny rozwój technik komputerowych sprzyja tworzeniu coraz bardziej dokładnych modeli układu mięśniowo-szkieletowego człowieka z wykorzystaniem modelowania matematycznego i symulacji komputerowej. Metody komputerowe umożliwiają wyrażenie dawki, czyli rzeczywistego obciążenia poszczególnych struktur ciała, na podstawie parametrów wejściowych definiujących oddziaływanie, lecz także na podstawie pojemności zdefiniowanej za pomocą odpowiednich parametrów wyrażonych w sposób ilościowy. Podstawą do opracowania modeli są badania, na podstawie których jest tworzony opis matematyczny badanego układu biomechanicznego. Modele komputerowe układu mięśniowo-szkieletowego są tworzone z różną złożonością i dokładnością. Złożoność i dokładność parametrów opisujących pojemność systemu determinuje dokładność obliczeń, czyli dokładność oceny wielkości dawki. Dokładność opisanie pojemności zależy od sposobu modelowania.

Najczęściej występują modele o parametrach skupionych (modele wieloczłonowe) lub modele o parametrach rozłożonych (MES), przy czym mogą wystąpić także modele mieszane.

Modele komputerowe o parametrach skupionych

W modelach o parametrach skupionych (wieloczłonowych) układ ruchu człowieka rozpatruje się jako mechanizm zbudowany z członów sztywnych połączonych parami biokinematycznymi (stawami) i napędzanych siłami rozwijanymi przez mięśnie lub zespoły mięśni. Modele wieloczłonowe mogą być statyczne lub dynamiczne. Jeśli rozpatruje się dynamikę ruchu ciała człowieka,

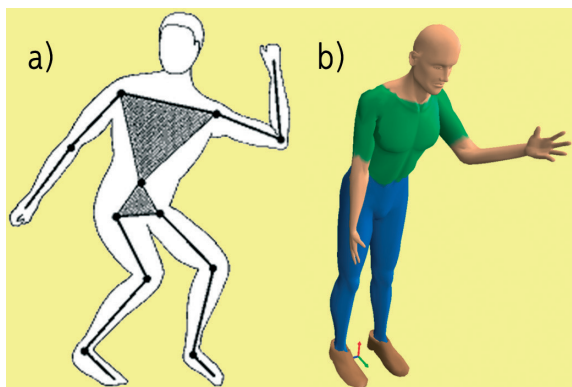
to dla wybranego fizycznego modelu wieloczołowego, stosując zasady mechaniki, wyprowadza się równania ruchu, które – w zależności od liczby użytych współrzędnych – mają postać równań różniczkowych zwyczajnych lub różniczkowo-algebraicznych.

Za pomocą modelu matematycznego rozwiązuje się dwa podstawowe typy zadań dynamiki. Zadanie proste rozwiązywane jest wówczas, gdy znając przebiegi w czasie sił rozwijanych przez mięśnie (lub momentów sił względem osi obrotów w stawach) i sił zewnętrznych przyłożonych do członów modelu, można wyznaczyć przebiegi w czasie (trajektorie przemieszczeń), prędkości i przyspieszeń dowolnej liczby wybranych punktów ciała człowieka. Natomiast odwrotne zadanie biomechaniki polega na tym, że jeśli się zna z badań doświadczalnych trajektorie ruchu wybranych punktów układu, można – rozwiązując równania ruchu – wyznaczyć przebiegi w czasie momentów sił mięśniowych, które ruch ten wywołały, oraz sił reakcji w stawach. Spotyka się także zadania mieszane.

Przykładem modelu wieloczołowego jest model 3DSSPP (ang. *static strength prediction program*). Do opisu matematycznego modelu wykorzystano równania Newton-Eulera, co umożliwia statyczną analizę zagadnień płaskich i przestrzennych. Obliczanie obciążenia mięśniowo-szkieletowego jest oparte na uproszczonym modelu całego ciała człowieka – dwanaście segmentów odwzorowujących poszczególne segmenty ciała (górna część tułowia wraz z głową, dolna część tułowia, ramiona, przedramiona z dłońią, uda, podudzia, stopy), (rys. V-4).

Rys. V-4. Model ciała człowieka zastosowany w programie 3DSSPP:

a) przyjęty do obliczeń model dwunastoczołowy; b) model symulacyjny prezentujący pozycję ciała dla przyjętego zestawu danych wejściowych



Danymi wejściowymi do programu są parametry antropometryczne opisujące pracownika (można korzystać z danych dla różnych populacji lub wprowadzać dane określonej osoby), pozycja ciała przyjmowana podczas pracy (określana przez podanie wielkości kątów w stawach) oraz wartość siły zewnętrznej. Danymi wyjściowymi są wartości składowych sił i momentów sił w głównych stawach oraz wartości siły ściskającej krążek międzykręgowy L4/L5. Ilościowy wynik jest

opatrzonej informacją, jaki procent populacji może wykonywać pracę zdefiniowaną parametrami wejściowymi do modelu bez uszczerbku dla zdrowia. Informacja ta jest wynikiem szeroko zakrojonych badań epidemiologicznych.

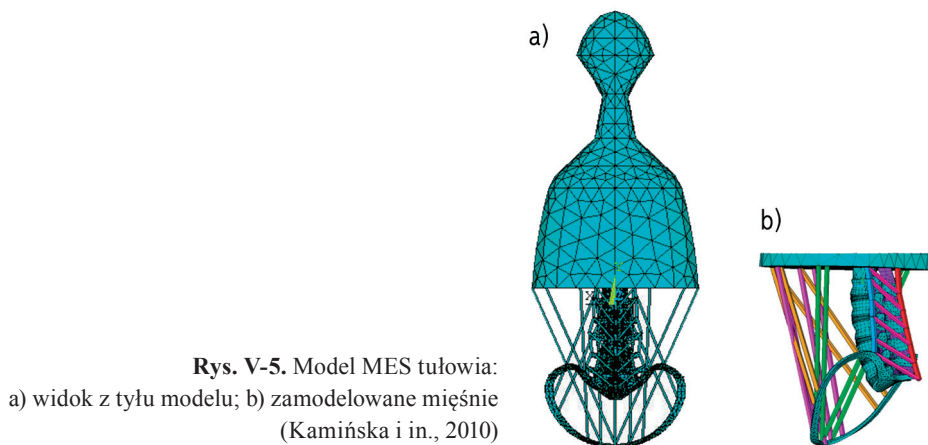
Modele komputerowe o parametrach rozłożonych

Modele komputerowe o parametrach rozłożonych są stworzone przez dokładne odwzorowanie geometrii ciała człowieka za pomocą bardzo dużej liczby elementów nazywanych elementami skończonymi (stąd nazwa MES – metoda elementów skończonych). Elementom tym przypisywane są określone właściwości geometryczne, materiałowe i inne. Modele MES umożliwiają wyznaczenie sił wewnętrznych oraz określenie rozkładów naprężeń i odkształceń w układzie mięśniowo-szkieletowym człowieka. Opis matematyczny tych modeli jest bardzo złożony. Ma on postać bardzo dużych układów równań (w biomechanice od kilkuset do kilkunastu tysięcy równań – zależnie od wielkości modelowanego fragmentu ciała), których wygenerowanie i rozwiązanie jest możliwe jedynie za pomocą specjalnych metod komputerowych.

W zależności od rozpatrywanego zadania dobiera się odpowiedni model umożliwiający badanie oddziaływania różnych czynników obciążenia zewnętrznego (oddziaływania). Zastąpienie stawu parą biokinematyczną określonej klasy, tak jak to się dzieje w przypadku modeli wieloczłonowych, stanowi duże uproszczenie. Dlatego też metoda MES ma szczególne zastosowanie do modelowania stawów, poprawiając dokładność tego modelowania – np. model segmentu kręgosłupa (Gzik, 2008).

Przykładem modelu opracowanego z zastosowaniem metody elementów skończonych jest przestrzenny model układu mięśniowo-szkieletowego tułowia człowieka uwzględniający całą złożoność trudnego do odwzorowania kształtu, w którym bardzo dokładnie zamodelowano stawy odcinka lędźwiowego kręgosłupa (m.in. uwzględniono różnice w budowie każdego z kręgów lędźwiowych), (Kamińska i in., 2004; Kamińska i in., 2010). Model ten jest zbudowany z 22 kręgów (5 dolnych szyjnych, 12 piersiowych, 5 lędźwiowych), fragmentów miednicy, kości krzyżowej i klatki piersiowej (12 par żeber i mostka), 22 dysków międzykręgowych, więzadeł, chrząstek i wszystkich mięśni mających istotny wpływ na pracę kręgosłupa człowieka. Wszystkie wymienione elementy anatomiczne podzielono na trójwymiarowe elementy skończone. Każdy z elementów ma przypisane właściwości materiałowe i/lub parametry geometryczne, takie jak grubości: kości korowej, mięśni czy więzadeł. Przyjęte w modelu materiały poszczególnych elementów skończonych są liniowo sprężyste i izotropowe. Stawy i dyski są zamodelowane jako liniowe i skrętne sprężynki o różnych sztywnościach. Kości

zamodelowano jako człony sztywne o sześciu stopniach swobody, mięśnie natomiast jako trójwymiarowe elementy skończone o dwóch węzłach mogące przenosić obciążenia wzdłuż prostej łączącej te węzły (rys. V-5).



Rys. V-5. Model MES tułowia:

a) widok z tyłu modelu; b) zamodelowane mięśnie
(Kamińska i in., 2010)

Korzystając z takiego modelu, naprężenia w mięśniach układu oblicza się przy założeniu, że układ mięśniowy wykonuje zadanie z minimalnym nakładem pracy. Zatem oparto go na kryterium minimum energii (Zagrajek, 1990; Kędzior i Zagrajek, 1997) wytwarzanej przez mięśnie, niezbędnej do utrzymania zadanej pozycji ciała przy oddziaływaniu zadanej siły zewnętrznej, oraz kryterium energii związanej z ciśnieniem w jamie brzusznej.

Do obliczenia określonych parametrów opisujących dawkę w sposób ilościowy konieczne jest sprecyzowanie oddziaływania zdefiniowanego parametrami wejściowymi. Oprócz parametrów opisujących oddziaływanie, parametrami wejściowymi są także masy poszczególnych elementów układu, masy fizjologiczne i długości spoczynkowe mięśni, moduły sprężystości odpowiednie dla modelowanej struktury. W wyniku obliczeń uzyskuje się przemieszczenia, prędkości i przyspieszenia elementów kostnych, wartości sił w zamodelowanych mięśniach oraz siły w krążkach międzykręgowych i stawach.

Często parametry wejściowe do modelu uzyskuje się z zastosowaniem rejestracji położenia poszczególnych członów ciała podczas pracy, np. przez rejestrację wielkości kątów opisujących pozycję ciała z zastosowaniem goniometrów (rozdz. IV).

V.5. Redukcja ryzyka rozwoju MSDs uwarunkowana zapisami prawa polskiego i europejskiego

V.5.1. Dyrektywy Unii Europejskiej i powiązane z nimi rozporządzenia

Jako państwo członkowskie Unii Europejskiej (UE) Polska jest zobowiązana do przyjmowania rozwiązań wypracowanych i przyjętych aktami prawnymi UE. Aktem prawnym określającym podstawowe wymagania w danym obszarze jest dyrektywa Unii Europejskiej. Dyrektywy są przyjmowane wspólnie przez Parlament Europejski i Radę UE (odpowiednik Rady Ministrów). Są ogłaszane w Dzienniku Urzędowym Unii Europejskiej i wchodzi w życie w terminie przez nie wskazanym lub dwudziestego dnia od momentu ogłoszenia.

Państwa członkowskie EU są zobowiązane do wprowadzenia regulacji prawnych służących osiągnięciu wskazanego w dyrektywie, określonego i pożądanego stanu. Dyrektywy mają różną wagę, czyli przyjęte dyrektywą rozwiązania mogą mieć wagę zaleceń, mogą być obowiązujące lub wprowadzać określone rozwiązania na okres próbny. W wielu kwestiach pozostawiają krajom członkowskim Unii Europejskiej znaczną swobodę wyboru.

Podstawowe zasady dotyczące ochrony zdrowia pracowników są zawarte w dyrektywie ramowej Rady z dnia 12 czerwca 1989 r. o wprowadzeniu środków w celu zwiększania bezpieczeństwa i poprawy zdrowia pracowników podczas pracy (89/391/EWG). Dyrektywa ta zobowiązuje kraje członkowskie do prowadzenia działań w zakresie poprawy bezpieczeństwa i ochrony zdrowia pracowników. Do zagadnień w niej wskazanych odnoszą się dyrektywy szczegółowe obejmujące różne obszary ochrony pracownika w środowisku pracy. Dwie dotyczą ochrony pracownika w zakresie czynników biomechanicznych i są powiązane z celem, jakim jest zmniejszenie ryzyka rozwoju MSDs dla określonych czynności pracy uznawanych za najbardziej sprzyjające rozwojowi tych dolegliwości, czyli ręcznego transportu ładunków i pracy z monitorami ekranowymi. Do tych dyrektyw należą: *Dyrektywa Rady 90/269/EWG z dnia 29 maja 1990 r. w sprawie minimalnych wymagań dotyczących ochrony zdrowia i bezpieczeństwa podczas ręcznego przemieszczania ciężarów w przypadku możliwości wystąpienia zagrożenia, zwłaszcza urazów kręgosłupa pracowników* (czwarta dyrektywa szczegółowa w rozumieniu art. 16 ust. 1 dyrektywy 89/391/EWG) oraz *Dyrektywa Rady 90/270/EWG z dnia 29 maja 1990 r. w sprawie minimalnych wymagań w dziedzinie bezpieczeństwa i ochrony zdrowia przy*

pracy z urządzeniami wyposażonymi w monitory ekranowe (piąta dyrektywa szczegółowa w rozumieniu art. 16 ust.1 dyrektywy 89/391/EWG).

Zapisy dyrektywy 90/269/EWG mają na celu zapobieganie zwiększaniu się liczby przypadków schorzeń układu mięśniowo-szkieletowego związanych z pracą zawodową przez stworzenie podstaw prawnych umożliwiających wprowadzenie środków dla ograniczenia ryzyka rozwoju MSDs (zwłaszcza dolegliwości kręgosłupa) podczas wykonywania prac związanych z ręcznym transportem ładunków. W dyrektywie nie podano wartości dopuszczalnych dotyczących np. siły koniecznej do podniesienia ładunku, jednakże wskazano, że określenie tej wartości jest konsekwencją analizy i oceny ryzyka, przeprowadzonych według zalecanych kryteriów i metod. W załączniku do dyrektywy określone są czynniki, które muszą być wzięte pod uwagę podczas takiej oceny. W związku z dyrektywą kraje członkowskie UE są zobowiązane do wprowadzania rozwiązań zmniejszających ryzyko rozwoju dolegliwości bólowych kręgosłupa.

Dyrektywa 90/270/EWG podejmuje problem zagrożeń związanych z pracą z monitorami ekranowymi. Monitor ekranowy jest rozumiany jako urządzenie do wyświetlania informacji w trybie alfanumerycznym lub graficznym, niezależnie od metody uzyskiwania obrazu. Praca z monitorami wiąże się z przebywaniem w wytwarzanym przez nie polu elektromagnetycznym. Jednakże emisja czynników elektromagnetycznych jest bardzo mała i natężenia w otoczeniu monitorów są znacznie mniejsze od maksymalnych poziomów uważanych za bezpieczne. Natomiast uznano, że istotnym zagrożeniem dla zdrowia pracowników jest obciążenie narządu wzroku będące wynikiem fiksacji oraz utrzymywana przez dłuższy czas wymuszona pozycja ciała, uwarunkowana organizacją stanowiska pracy, ze szczególnym uwzględnieniem rozmieszczenia elementów jego wyposażenia. Znaczenie dla obciążenia ma także nieodpowiednie oświetlenie oraz obciążenie psychiczne pracownika.

Czynności pracy podczas ręcznego transportu ładunków oraz obsługi monitorów ekranowych są wykonywane na stanowiskach pracy wybranych spośród tych, na których występuje obciążenie mięśniowo-szkieletowe prowadzące do rozwoju dolegliwości. Również zagrożenia podczas pracy z monitorami ekranowymi, oprócz tych wynikających z obciążenia mięśniowo-szkieletowego, są związane z nadmiernym obciążeniem wzroku będącym wynikiem fiksacji. Zagrożenie to występuje także na wielu innych stanowiskach pracy. Wyróżnienie tylko tych stanowisk, jako wymagających szczególnej uwagi pod kątem konieczności oceny ryzyka rozwoju MSDs, wydaje się niesprawiedliwe z punktu widzenia osób pracujących na innych stanowiskach. Ze względu na potrzebę

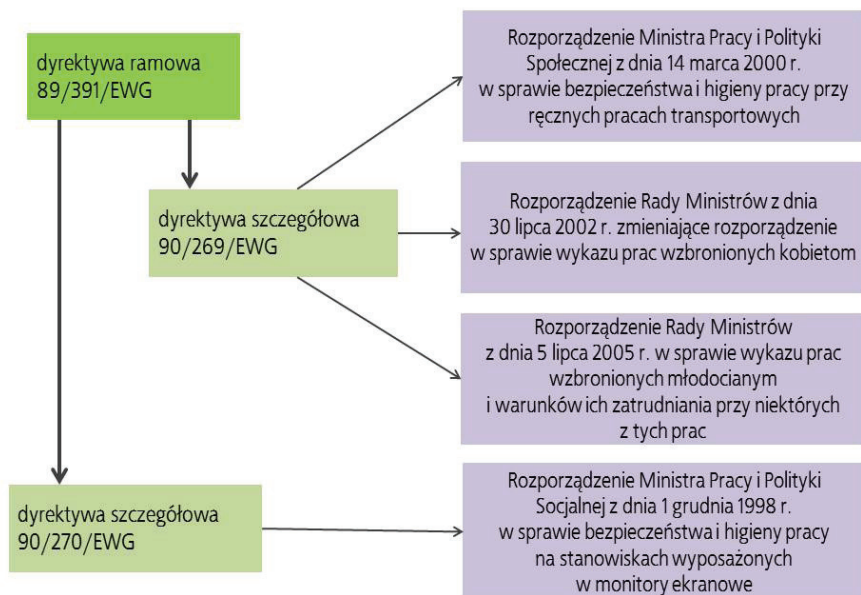
ograniczenia ryzyka rozwoju MSDs oraz uproszczenie rozwiązań prawnych będących skutkiem wymienionych dwóch dyrektyw korzystne byłoby rozszerzenie oceny ryzyka na wszystkie grupy pracowników wraz z połączeniem zapisów dyrektyw 90/269/EWG i 90/270/ EWG.

Na poziomie Komisji Europejskiej podjęto inicjatywę zmierzającą do opracowania nowej dyrektywy łączącej zapisy wymienionych dyrektyw oraz poszerzającej zakres ich stosowania. Taka dyrektywa miałaby na celu wprowadzenie minimalnych standardów w zakresie bezpieczeństwa i ochrony zdrowia pracowników w miejscu pracy związanych z ekspozycją na czynniki ryzyka wynikające z niewłaściwych warunków ergonomicznych na stanowisku pracy, szczególnie zaś stwarzających ryzyko rozwoju dolegliwości w zakresie układu mięśniowo-szkieletowego, narządu wzroku oraz wystąpienia stresu.

Wydaje się, iż zakres czynników, jakie miałyby być uwzględnione w dyrektywie łączącej zapisy dyrektyw 90/269/EWG i 90/270/EWG, jest szeroki i obejmuje zarówno stanowiska pracy z monitorami czy stanowiska ręcznego transportu ładunków, jak i inne.

Praca na przeważającej większości stanowisk wiąże się też z obciążeniem psychicznym. Jednakże związek między obciążeniem psychicznym a rozwojem MSDs nie jest jak dotychczas wykazany w sposób jednoznaczny. Nie ma także jednoznacznych, udokumentowanych stosownymi zależnościami, metod oceny ryzyka powiązanego z czynnikami psychospołecznymi. Bardzo dużą rolę w odczuwaniu stresu oraz w powiązaniu między obciążeniem mięśniowo-szkieletowym a czynnikami psychospołecznymi odgrywają także czynniki wynikające z indywidualnych cech osobowości. Dlatego, ze względu na brak stosownych narzędzi oceny obciążenia mięśniowo-szkieletowego z uwzględnieniem wpływu czynników psychospołecznych, czynników związanych z obciążeniem wzroku oraz czynników indywidualnych, bardziej odpowiednie jest – jak się wydaje – uwzględnienie tylko czynników biomechanicznych odnoszących się do pozycji ciała, wywieranych sił i sekwencji czasowych. Wpływ obciążenia wzroku na pozycję ciała zostanie w ten sposób także pośrednio uwzględniony. Wpływ czynników środowiska pracy innych niż biomechaniczne oraz czynników indywidualnych powinien być raczej objęty osobną dyrektywą, opracowaną wtedy, kiedy poziom wiedzy w tym obszarze będzie wystarczający.

W celu zharmonizowania uregulowań istniejących w polskim prawodawstwie z wymaganiami EU wprowadzane zostały rozporządzenia zawierające zapisy zbieżne z celami określonej dyrektywy (rys. V-6).



Rys. V-6. Rozporządzenia implementujące zapisy dyrektyw 90/269/EWG i 90/270/EWG do prawa polskiego

Stosownie do wymagań dyrektywy Rady z dnia 29 maja 1990 r. (90/269/EWG) znowelizowane zostało *Rozporządzenie Ministrów Pracy i Opieki Społecznej oraz Zdrowia z dnia 1 kwietnia 1953 r. w sprawie bezpieczeństwa i higieny pracowników zatrudnionych przy ręcznym dźwiganiu i przenoszeniu ciężarów* (Dz.U. 1953, Nr 22, poz. 89). Znowelizowane zapisy zawiera *Rozporządzenie Ministra Pracy i Polityki Społecznej z dnia 14 marca 2000 r. w sprawie bezpieczeństwa i higieny pracy przy ręcznych pracach transportowych* (Dz.U. Nr 26, poz. 313). Rozporządzenie wskazuje na podstawowe obowiązki pracodawcy w przypadku wykonywania przez pracowników prac związanych z ręcznym transportem ładunków, a w szczególności obowiązek oceny ryzyka oraz podjęcia odpowiednich środków organizacyjnych i technicznych dla jego uniknięcia lub ograniczenia. Jako ręczne prace transportowe określa się każdy rodzaj transportowania lub podtrzymywania przedmiotów, ładunków lub materiałów przez jednego lub więcej pracowników, w tym przemieszczanie ich (unoszenie, podnoszenie, układanie, pchanie, ciągnięcie, przenoszenie, przesuwanie, przetaczanie lub przewożenie).

Poprawa bezpieczeństwa przy ręcznych pracach transportowych w polskim prawodawstwie polega przede wszystkim na eliminowaniu tych prac.

W przypadku niemożności wyeliminowania wszystkich prac ręcznego transportu ładunków konieczne jest dokonanie oceny ryzyka na stanowiskach, na których występują tego typu prace, oraz dopasowanie wielkości przenoszonej masy do możliwości siłowych pracownika. Końcowym wynikiem oceny ryzyka powinny być konkretne działania w celu jego redukcji oraz – wszędzie tam, gdzie to możliwe – zapewnienie sprzętu pomocniczego odpowiednio dobranego do wielkości, masy i rodzaju przemieszczanych ładunków. Sprzęt pomocniczy oznacza środki służące ograniczeniu zagrożeń i uciążliwości związanych z ręcznym przemieszczaniem przedmiotów, ładunków lub materiałów oraz ułatwieniu wykonywania tych czynności. Do sprzętu pomocniczego zalicza się np. pasy, liny, łańcuchy, dźwignie, chwytaki, uchwyty, nosze, taczki i wózki. Taki sprzęt umożliwia bezpieczniejsze i dogodniejsze wykonywanie pracy. Rozporządzenie nakłada także na pracodawców obowiązek szkolenia pracowników w dziedzinie bezpieczeństwa i higieny pracy ze szczególnym uwzględnieniem prawidłowych sposobów ręcznego transportu ładunków. Konieczne jest także informowanie pracownika o wszystkich aspektach bezpieczeństwa i higieny pracy oraz wymaganiach ergonomii, w tym o wynikach oceny ryzyka zawodowego.

Rozporządzenie obejmuje wymagania dyrektywy oraz szczegółowo określa dopuszczalną masę przemieszczanych przedmiotów w zależności od odległości i wysokości przenoszenia/podnoszenia, sposobu przemieszczania oraz rodzaju pracy (praca wykonywana w sposób ciągły, praca wykonywana dorywczo). Zgodnie z wymienionymi rozporządzeniami określenie „praca dorywcza” oznacza ręczne przemieszczanie przedmiotów, ładunków lub materiałów nie częściej niż cztery razy na godzinę, jeżeli łączny czas wykonywania tych prac nie przekracza 4 godzin na dobę, natomiast prace stałe są wykonywane częściej niż cztery razy na godzinę.

Przedstawione w rozporządzeniu wartości dotyczą dorosłych mężczyzn. Zasady odnoszące się do kobiet oraz młodocianych są określone w innych aktach prawnych. Masy ciężaru dopuszczalne do podnoszenia dla populacji kobiet są zawarte w *Rozporządzeniu Rady Ministrów z dnia 10 września 1996 r. w sprawie wykazu prac szczególnie uciążliwych lub szkodliwych dla zdrowia kobiet* (Dz.U. Nr 114, poz. 545, ze zm. Dz.U. 2002, Nr 127, poz. 1092). W rozporządzeniu tym sformułowano ponadto specjalne ograniczenia dotyczące zmiennych charakteryzujących zadania robocze wymagające ręcznego operowania przedmiotami wykonywane przez kobiety w ciąży. Dodatkowe ograniczenia dotyczące wykonywania ręcznych prac transportowych przez osoby młodociane określono w *Rozporządzeniu Rady Ministrów z dnia 24 sierpnia 2004 r. w sprawie wykazu*

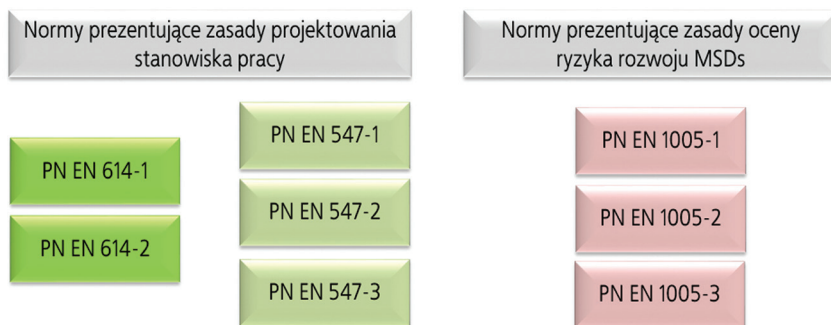
prac wzbronionych młodocianym i warunków ich zatrudniania przy niektórych z tych prac (Dz.U. Nr 200, poz. 2047, ze zm. Dz.U. 2005, Nr 136, poz. 1145). Rozporządzenie ogranicza dopuszczalny czas wykonywania zadań roboczych związanych z przenoszeniem, podnoszeniem i przewożeniem ciężarów oraz zadań wymagających znacznej liczby jednorodnych ruchów do 1/3 czasu pracy młodocianego.

Praca przy komputerze obciąża zarówno wzrok, jak i – przez wymuszoną i utrzymywaną przez długi czas pozycję ciała – układ mięśniowo-szkieletowy pracownika. Spełnienie wymagań dyrektywy 90/270/EWG jest realizowane *Rozporządzeniem Ministra Pracy i Polityki Socjalnej z dnia 1 grudnia 1998 r. w sprawie bezpieczeństwa i higieny pracy na stanowiskach wyposażonych w monitory ekranowe* (Dz.U. Nr 148, poz. 973). Pracownikiem wykonującym pracę na stanowisku wyposażonym w monitor ekranowy jest każda osoba zatrudniona przez pracodawcę użytkująca monitor ekranowy w czasie pracy co najmniej przez połowę dobowego wymiaru czasu pracy. Ten wymóg odnosi się do normy 8-godzinnej. Pracującym przy monitorze ekranowym jest pracownik użytkujący go co najmniej 4 godziny na dobę. Ze względu na obciążenie narządu wzroku oraz wymuszoną pozycję ciała pracownika przy obsłudze monitora ekranowego, zgodnie z rozporządzeniem, obowiązkiem pracodawcy jest zapewnienie łączenia pracy związanej z obsługą monitora ekranowego z innymi rodzajami prac nieobciążającymi narządu wzroku i wykonywanymi w innych pozycjach ciała. Jeżeli nie ma możliwości zmiany rodzaju pracy, to po każdej godzinie przy obsłudze monitora ekranowego należy zapewnić pracownikom co najmniej 5-minutową przerwę, wliczaną do czasu pracy.

V.5.2. Normy obejmujące zagadnienia ergonomii stanowisk pracy i oceny ryzyka rozwoju MSDs

Zagadnienia obejmujące biomechanikę pracy lub szerzej – ergonomię znajdują się w normach Unii Europejskiej. Normy te są opracowywane i zatwierdzane w Komitetach Technicznych Europejskiego Komitetu Normalizacyjnego (CEN – fr. *Comité Européen de Normalisation*), w skład których wchodzi reprezentanci krajów UE. Normy europejskie są oznaczone symbolem EN. Kraje członkowskie są zobowiązane do wprowadzenia zatwierdzonych norm EN bez wprowadzania zmian. Normy otrzymują status normy krajowej przez opublikowanie identycznego tekstu lub uznanie. Niektóre z tych norm są tłumaczone na język polski. Do oznaczeń norm obowiązujących w Polsce jest dodawany symbol PN.

Normy europejskie dotyczą określonych grup tematycznych. W skład danej grupy wchodzi kilka norm o różnych numerach i tytułach. Norma o danym numerze i tytule dodatkowo składa się z części zawierających podtytuły. Normy europejskie obejmujące zagadnienia biomechaniki i antropometrii znajdują się głównie w grupie tematycznej *Maszyny. Bezpieczeństwo (Safety of Machinery)*. Wśród norm odnoszących się do bezpieczeństwa pracy w obszarze działań zmierzających do redukcji rozwoju MSDs można wyróżnić normy dotyczące założeń do projektowania stanowisk pracy oraz normy powiązane z oceną ryzyka rozwoju MSDs (rys. V-7).



Rys. V-7. Normy prezentujące zasady projektowania i oceny stanowisk pracy

Podstawową w dziedzinie projektowania stanowisk pracy jest norma PN-EN 614. Podano w niej zasady, jakie powinny być przestrzegane w procesie projektowania, aby stanowiska pracy (szczególnie maszyny) spełniały wymagania ergonomii. Norma dotyczy zasad oddziaływania operatora na środki pracy w trakcie ich instalowania, użytkowania, regulacji, konserwacji, oczyszczania, napraw i transportu. Zawarte w niej zasady ustalono, biorąc w całej rozciągłości pod uwagę zdrowie i bezpieczeństwo człowieka. Stosuje się je bez ograniczeń we wszystkich obszarach dotyczących stanowiska pracy. Norma składa się z dwóch części. W części pierwszej (PN-EN 614-1) przedstawiono zasady ogólne, odnoszące się do projektowania z uwzględnieniem elementów informacyjnych, sygnalizacyjnych i sterowniczych. Rozważono także relacje pracownika z fizycznym środowiskiem pracy oraz sposoby włączania zasad ergonomii do procesu projektowania. W części drugiej (PN-EN 614-2) przedstawiono zasady projektowania z uwzględnieniem charakterystyki projektowanych czynności pracy, metody projektowania procesu pracy oraz jego oceny z punktu widzenia ergonomii.

W normie PN-EN 547, składającej się z trzech części, opisano zasady określania wymiarów różnego typu otworów będących elementem stanowiska pracy.

Rozważane są wymiary przejść, włazów i dostępów dla części ciała i całego ciała użytkownika. Norma ta została opracowana przede wszystkim dla maszyn stacjonarnych. W przypadku maszyn ruchomych mogą występować dodatkowe wymagania szczególne. W części pierwszej (PN-EN 547-1) określono wymiary otworów umożliwiających dostęp do maszyn całym ciałem. Rozpatrywane są wymiary otworów dojścia do maszyny umożliwiające: poziome przemieszczanie się w pozycji wyprostowanej do przodu; poziome przemieszczanie się na małe odległości w pozycji wyprostowanej bokiem; pionowe przemieszczanie się w kanale z wykorzystaniem drabiny; przemieszczanie się w pozycji kłęczącej.

W części drugiej (PN-EN 547-2) zawarte są zasady dotyczące wymiarów otworów dostępu do maszyny następującymi częściami ciała: górną częścią tułowia i ramionami; głową do wysokości ramion w celu obserwacji; obydwoma ramionami (skierowanymi w dół lub do przodu); obydwoma przedramionami do wysokości łokcia (skierowanymi w dół lub do przodu); jednym ramieniem do wysokości stawu barkowego; przedramieniem do wysokości łokcia; pięścią; płaską ręką do wysokości nadgarstka z włączeniem kciuka; płaską ręką (czterema palcami) do wysokości nasady kciuka; palcem wskazującym, ograniczonym przez inne palce; jedną stopą do wysokości kostki.

W trzeciej części normy (PN-EN 547-3) przedstawiono wymiary ciała ludzkiego, wykorzystywane w dwóch poprzedzających częściach, oraz ich opis. Zdefiniowane wymiary są wymiarami minimalnymi, a nie optymalnymi. Wszędzie tam gdzie jest to możliwe, zaleca się stosowanie wymiarów większych. Wymiary otworów w maszynach są określone na podstawie danych antropometrycznych dla 95. lub dla 5. centyla populacji. Dane antropometryczne zawarte w PN-EN 547-3 pochodzą z pomiarów statycznych nagich osób i nie uwzględniają ruchów ciała, ubrania, wyposażenia, warunków pracy przy maszynie oraz warunków środowiska pracy. Jednakże czynniki te można uwzględnić w wymiarach otworów przez powiązanie danych antropometrycznych z odpowiednimi parametrami uzupełniającymi związanymi ze specyfiką stanowiska pracy i dotyczącymi m.in.: typu odzieży; rodzaju używanych narzędzi; używania dodatkowego ekwipunku lub odzieży ochronnej; rodzaju wykonywanych czynności; powtarzalności i czasu trwania wykonywanych czynności; czynników środowiska (oświetlenia, temperatury, wilgotności, hałasu); poziomu ryzyka w czasie wykonywania pracy.

Zagadnienia związane z oceną obciążenia układu mięśniowo-szkieletowego i ryzyka rozwoju MSDs są ujęte w normach serii PN-EN 1005, które koncentrują się na określeniu dopuszczalnych wartości podstawowych parametrów wpływających na to obciążenie. Rozpatrywane są wymiary ciała w powiązaniu z przestrzenią

organizacją stanowiska pracy, pozycją ciała i częstością wykonywanych ruchów, a także wymagania dotyczące wywieranej siły. W normie przedstawiono pojęcia podstawowe odnoszące się do pozycji ciała pracownika podczas pracy, siły, z jaką oddziałuje na elementy stanowiska pracy, oraz częstości powtarzania określonych czynności pracy. Uwzględniono zależności występujące między tymi czynnikami oraz ocenę ryzyka opartą na wartościach wskaźnika obciążenia zależnego od parametrów charakteryzujących czynniki wpływające na obciążenie układu mięśniowo-szkieletowego. Norma składa się z pięciu części prezentujących metody wyznaczania wskaźnika obciążenia zróżnicowane w zależności od charakteru wykonywanej pracy. Każda z jej części koncentruje się wokół jednego z trzech wymienionych wcześniej czynników. Określana jest bazowa wartość dopuszczalna parametru charakterystycznego dla tego czynnika, a następnie redukcja wartości tego parametru w zależności od pozostałych czynników. Identyfikacja koniecznych działań jest przeprowadzana na podstawie wyznaczonego poziomu ryzyka. Jeżeli ryzyko jest akceptowalne, proces oceny zostaje zakończony. W innym przypadku proponowane są określone zmiany na stanowisku pracy bądź też inne, dokładniejsze metody oceny.

Część pierwsza normy (PN-EN 1005-1) zawiera definicje podstawowych pojęć odnoszących się do wszystkich norm oznaczanych jako PN-EN 1005. Definicje dotyczą typu ruchów wykonywanych podczas pracy, położenia przedmiotów na stanowisku pracy, rodzaju chwytów narzędzi, masy podnoszonych przedmiotów itp. W tej części zdefiniowano także podstawowe typy chwytów, takie jak chwyt ręką i chwyt palcami. Rozróżnia się następujące chwyt palcami: chwyt palcami prosty (ang. *palmar pinch*), chwyt palcami boczny (ang. *lateral pinch*) oraz chwyt szczypcowy (ang. *tip pinch*).

Zasada oceny ryzyka przyjęta w części drugiej i trzeciej normy opiera się na wyznaczeniu dopuszczalnej siły jako wartości uzyskanej z przekształcenia wartości bazowej w zależności od parametrów odnoszących się do pozycji ciała i sekwencji czasu, obejmującego daną pozycję i wywierana siłę.

Część druga normy (PN-EN 1005-2) jest poświęcona czynnościom ręcznego transportu ładunków. W normie uwzględniono zadania robocze wymagające podnoszenia, opuszczania i przenoszenia przedmiotów o masie nie mniejszej niż 3 kg.

Masa dopuszczalna przemieszczanego ładunku jest wyznaczana w zależności od pozycji ciała przyjmowanej podczas podnoszenia oraz częstości powtórzeń wykonywanych czynności. Wartości dopuszczalne przemieszczanej masy dla określonych warunków wykonywania pracy uzyskuje się w wyniku szacowania z wykorzystaniem jednej z trzech metod oceny. Metoda pierwsza służy pobieżnej

ocenie ryzyka. Metoda druga umożliwia wyznaczenie zalecanej wartości podnożonej masy na podstawie odpowiednich tabel. Najbardziej wyrafinowaną metodą oceny jest metoda trzecia, w której wartości dopuszczalnej do przemieszczania masy opierają się na zależności opisanej przez równanie NIOSH (Waters i in., 1993), zgodnie z którym wartość siły bazowej jest odpowiednio redukowana w zależności od pozostałych czynników wpływających na ryzyko związane z wykonywanymi czynnościami pracy.

Każda z tych metod wymaga rozważenia bazowej wartości masy w kontekście populacji użytkowników. Identyfikacja populacji pracowników oraz dobór dla tej populacji wartości masy bazowej odbywa się zgodnie z tabelą VII-27 (rozdz. VII.) Zgodnie z PN-EN 1005-2 dla populacji pracujących osób dorosłych wartość dopuszczalnej masy w idealnych warunkach pracy wynosi 25 kg. Dla populacji pracowników wyspecjalizowanych wartość tej masy wynosi 40 kg. Wartość bazowa jest zmniejszana wartością współczynników zależnych od czynników biomechanicznych opisujących w sposób pośredni pozycję ciała, częstość powtórzeń oraz czynniki dodatkowe (rozdz. VII).

Trzecia część serii normy (PN-EN 1005-3) specyfikuje metody określania wydolności mięśniowej dorosłej populacji pracowników. Uwzględnione są przy tym siły mięśniowe rozwijane w warunkach statycznych i dynamicznych oraz czas utrzymywania i częstość generowania określonych wartości sił mięśniowych. W normie przedstawiono procedurę oceny ryzyka rozwoju MSDs na skutek wykonywania pracy zawodowej, na podstawie podanych wartości maksymalnych sił izometrycznych rozwijanych jednorazowo w różnych warunkach. Wartości te są modyfikowane przez odpowiednie współczynniki w zależności od prędkości wykonywania danego ruchu, częstości jego powtórzeń oraz czasu trwania pracy. Daje to możliwość określenia dopuszczalnej wartości siły dla określonych warunków pracy. Ocena ryzyka z uwzględnieniem siły zewnętrznej jest przeprowadzana w trzech krokach. W pierwszym kroku ustalana jest siła bazowa dla aktywności określonego typu (siła ścisku ręki, siła kończyny górnej podczas siedzącej pozycji ciała, siła pchania i ciągnięcia wywierana w stojącej pozycji ciała oraz siła wywierana przez kończyny dolne). W drugim kroku wartość siły maksymalnej jest redukowana w zależności od wpływających na nią czynników (prędkości ruchu, częstości powtórzeń, czasu trwania). W kroku trzecim jest przeprowadzana ocena ryzyka.

Jako dodatkowe czynniki mające wpływ na poziom ryzyka rozwoju MSDs, nieuwzględnione w zależnościach, norma wskazuje: pozycję ciała podczas pracy, przyspieszenie i precyzję ruchu, występowanie drgań mechanicznych,

współoddziaływanie człowiek-maszyna, używanie środków ochrony indywidualnej, środowisko zewnętrzne.

W części czwartej normy PN-EN 1005-4 zawarto wskazówki do oceny ryzyka związanego z pozycją ciała i czynnościami pracy podczas składania, instalowania, operowania, ustawiania, czyszczenia, naprawy, transportu i rozkładania. Norma dotyczy wymagań odnośnie do pozycji przy pracy i wykonywanych ruchów przy minimalnych wartościach siły zewnętrznej. Oddzielnie rozważane są położenia i ruchy poszczególnych segmentów ciała. Ocena dotyczy: zginania i prostowania tułowia, zginania boczego tułowia, skrętu tułowia, zginania ramienia, odwodzenia ramienia, pochylenia głowy do przodu, pochylenia głowy na bok i skrętu głowy. W normie uwzględniono różne stopnie pochylenia tułowia, ułożenia ramion, zgięcia i skrętu szyi oraz kierunku wzroku określane zakresami kątowymi, podobnie jak przyjęto w metodzie REBA przedstawionej w rozdziale VII. Zakwalifikowanie do jednej ze stref oceny następuje przez połączenie pozycji ciała i częstości zmian tych pozycji. Uwzględnienie częstości powtórzeń dla każdej ze zdefiniowanych pozycji ciała poniżej 2 razy/min i powyżej 2 razy/min lub jako pozycji nieruchomej określa ryzyko jako akceptowalne, akceptowalne warunkowo lub nieakceptowalne. Dodatkowo uwzględniane są inne czynniki mające wpływ na obciążenie układu mięśniowo-szkieletowego, takie jak: możliwość podparcia tułowia, obsługiwanie maszyny przez długi czas przez tę samą osobę, możliwość podparcia ramienia, możliwość odpoczynku dla kończyn górnych, częstość powtórzeń czynności większa niż 10 razy na minutę.

W części piątej normy PN-EN 1005-5 przedstawiono dwie metody oceny ryzyka związanego z wykonywaniem czynności powtarzalnych kończynami górnymi – metodę uproszczoną oraz metodę umożliwiającą dokładne szacowanie ryzyka. Pierwsza z nich polega na sprawdzeniu stanu rzeczywistego występującego na stanowisku pracy z listą kontrolną charakteryzującą czynniki ryzyka. Jeżeli wartości czynników mieszczą się w zakresach przedstawionych na liście, to ryzyko klasyfikowane jest jako dopuszczalne. W metodzie umożliwiającej dokładne oszacowanie ryzyka zastosowano zależność matematyczną, w której bazowa częstość powtórzeń jest zmniejszana w zależności od wartości współczynników zależnych od pozostałych czynników wpływających na ryzyko rozwoju MSDs. Ocena ryzyka oraz wytyczne dotyczące ograniczenia ryzyka podczas prac powtarzalnych są oparte na metodzie OCRA (Occhipinti, 1998) opisanej dokładnie w rozdziale VII.

V.6. Bibliografia

Bugajska J. (2008) *Możliwości psychofizyczne człowieka w środowisku pracy*. [W]: Bezpieczeństwo i higiena pracy. Red. D. Koradecka. Warszawa, CIOP-PIB.

Bugajska J. (2010) *Fizjologiczne kryteria zdolności do pracy fizycznej osób starszych – wydatek energetyczny*. Warszawa, CIOP-PIB.

Dietrich M., Kędzior K., Miller K., Zagrajek T. (1993) *Statics and stability of human spine under working conditions*. [W]: The Ergonomics of Manual Work. Red. W.S. Marras i in. London – Washington D.C., Taylor & Francis, s. 147-150.

Eurofound (2007) *Forth European Working Conditions Survey. European Foundation for the Improvement of Living and Working Conditions* [www.eurofound.europa.eu].

European Agency for Health and Safety at Work (2006) *Work-related musculoskeletal disorders – TCRO*. Prevent, 2006.

Gzik M. (2008) *Identyfikacja sił w strukturach anatomicznych kręgosłupa szyjnego człowieka*. Gliwice, Politechnika Śląska.

Kamińska J., Liu-Roman D., Zagrajek T., Borkowski P. (2010) *Differences in Lumbar Spine Load Due to Posture and Upper Limb External Load*. Int. J. Occup. Saf. Ergon. (JOSE), 16(4):421-430.

Kamińska J., Roman-Liu D., Zagrajek T., Borkowski P. (2004) *Model kręgosłupa lędźwiowego człowieka (The model of human lumbar spine)*. Acta Bioeng. Biomech., 6(1):77-81.

Kędzior K., Wit A. (2002) *Biomechanika*. Warszawa, Politechnika Warszawska, Akademia Wychowania Fizycznego [Rękopis na prawach maszynopisu].

Kędzior K., Zagrajek T. (1997) *A biomechanical model of the human musculoskeletal system*. [W:] Modelling and Simulation of Human and Walking Robot Simulation. Red. A. Morecki, K. Waldron. Springer Verlag.

Nazar K. (1999) *Fizjologia pracy*. [W:] Bezpieczeństwo pracy i ergonomia, tom I. Red. D. Koradecka. Warszawa, CIOP.

Occhipinti E., (1998) *OCRA: a concise index for the assessment of exposure to repetitive movements of the upper limbs*. Ergonomics, 41(9):1290-1311.

Waters T.R., Putz-Anderson V., Garg, A. i Fine, L.J. (1993) *Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks*. Ergonomics, 36:749-776.

Zagrajek T. (1990) *Modelowanie biomechaniczne układu kręgosłupa metodą elementów skończonych*. [W]: Prace naukowe Mechanika 140. Warszawa, Wydawnictwa Politechniki Warszawskiej.

Dyrektywa Rady 89/391/EWG z dnia 12 czerwca 1989 r. w sprawie wprowadzenia środków sprzyjających poprawie bezpieczeństwa i higieny pracy (Dz.Urz. L183 z 29.6.1989).

Dyrektywa Rady 90/269/EWG z dnia 29 maja 1990 r. w sprawie minimalnych wymagań dotyczących ochrony zdrowia i bezpieczeństwa podczas ręcznego przemieszczania ciężarów w przypadku możliwości wystąpienia zagrożenia, zwłaszcza urazów kręgosłupa pracowników (Dz.U. L 156 z 21.6.1990).

Dyrektywa Rady 90/270/EWG z dnia 29 maja 1990 r. w sprawie minimalnych wymagań w dziedzinie bezpieczeństwa i ochrony zdrowia przy pracy z urządzeniami wyposażonymi w monitory ekranowe (Dz.U. L 156 z 21.6.1990).

Rozporządzenie Rady Ministrów z dnia 10 września 1996 r. w sprawie wykazu prac szczególnie uciążliwych lub szkodliwych dla zdrowia kobiet (Dz.U. Nr 114, poz. 545).

Rozporządzenie Ministra Pracy i Polityki Społecznej z dnia 14 marca 2000 r. w sprawie bezpieczeństwa i higieny pracy przy ręcznych pracach transportowych (Dz.U. Nr 26, poz. 313; zm. Dz.U. nr 82, poz. 930).

Rozporządzenie Rady Ministrów z dnia 30 lipca 2002 r. zmieniające rozporządzenie w sprawie wykazu prac wzbronionych kobietom (Dz.U. Nr 125, poz. 1092).

Rozporządzenie Rady Ministrów z dnia 24 sierpnia 2004 r. w sprawie wykazu prac wzbronionych młodocianym i warunków ich zatrudniania przy niektórych z tych prac (Dz.U. Nr 200, poz. 2047).

Rozporządzenie Rady Ministrów z dnia 5 lipca 2005 r. w sprawie wykazu prac wzbronionych młodocianym i warunków ich zatrudniania przy niektórych z tych prac (Dz.U. Nr 136, poz. 1145; zm. Dz.U. 2006, Nr 107, poz. 724).

Rozporządzenie Ministra Pracy i Polityki Społecznej z dnia 18 marca 2009 r. w sprawie bezpieczeństwa i higieny pracy przy ręcznych pracach transportowych (Dz.U. Nr 56, poz. 462).

PN-EN 547-1:2010 *Bezpieczeństwo maszyn – Wymiary ciała ludzkiego – Część 1: Zasady określania wymiarów otworów umożliwiających dostęp całym ciałem do maszyny*.

PN-EN 547-2:2010 *Bezpieczeństwo maszyn – Wymiary ciała ludzkiego – Część 2: Zasady określania wymiarów otworów umożliwiających dostęp.*

PN-EN 547-3:2000 *Bezpieczeństwo maszyn – Wymiary ciała ludzkiego – Część 3: Dane antropometryczne.*

PN EN 614-1: 2010 *Bezpieczeństwo maszyn – Ergonomiczne zasady projektowania – Część 1: Terminologia i wytyczne ogólne.*

PN-EN 614-2:2010 *Bezpieczeństwo maszyn – Ergonomiczne zasady projektowania – Część 2: Interakcje między projektowaniem maszyn a zadaniami roboczymi.*

PN-EN 1005-1:2010 *Bezpieczeństwo maszyn – Możliwości fizyczne człowieka – Część 1: Terminy i definicje.*

PN-EN 1005-2:2010 *Bezpieczeństwo maszyn – Możliwości fizyczne człowieka – Część 2: Ręczne przemieszczanie maszyn i ich części.*

PN-EN 1005-3:2009 *Bezpieczeństwo maszyn – Możliwości fizyczne człowieka – Część 3: Zalecane wartości graniczne sił przy obsłudze maszyn.*

PN-EN 1005-4:2005 *Maszyny – Bezpieczeństwo – Możliwości fizyczne człowieka. Część 4: Ocena pozycji pracy i ruchów w relacji do maszyny.*

PN-EN 1005-5:2007 *Bezpieczeństwo maszyn Możliwości fizyczne człowieka – Część 5: Ocena ryzyka dotycząca czynności wykonywanych z dużą częstotliwością powtórzeń.*

VI.1. Sygnały bioelektryczne

Bardzo ważną funkcję w organizmach żywych spełnia bioelektryczność, która jest odpowiedzialna za pobudzanie komórek nerwowych i mięśniowych, czyli za odpowiedź komórki na bodziec. Zmiany pola elektrycznego lub magnetycznego powiązane z bioelektrycznością są rejestrowane i wyrażane jako funkcja czasu charakteryzowana przez amplitudę, częstotliwość i fazę.

Do najbardziej znanych i najczęściej wykorzystywanych sygnałów bioelektrycznych należy zaliczyć: sygnał EKG (elektrokardiogram), czyli czynność elektryczną serca; sygnał EEG (elektroencefalogram), czyli czynność elektryczną mózgu oraz sygnał EMG (elektromiogram) będący zapisem potencjałów w nerwach i mięśniach.

Elektrokardiogram jest graficznym zapisem zmian potencjałów w trakcie depolaryzacji i repolaryzacji komórek mięśnia sercowego. Zapis sygnału EKG jest charakteryzowany linią izoelektryczną, czyli linią poziomą zarejestrowaną w czasie, oraz załamkami, czyli wychyleniami od linii izoelektrycznej odzwierciedlającymi pobudzenie różnych obszarów mięśnia sercowego. Częstotliwość załamek sygnału (ok. 1 Hz) odpowiada istotnemu parametrowi, jakim jest częstość skurczów serca – *HR* (ang. *heart rate*). Charakterystykę sygnału EKG oprócz załamek tworzą także odcinki (czas trwania linii izoelektrycznej pomiędzy załamkami) oraz odstępy (łączny czas trwania odcinków i sąsiadującego załamka). Przyjmuje się, że sygnał EKG jest zawarty w paśmie 0,05 – 150 Hz, a amplituda rejestrowana przez elektrody umieszczone na klatce piersiowej wynosi 0,1 – 5 mV.

Fale odpowiadające czynności elektrycznej mózgu charakteryzują się częstotliwością w zakresie 1 – 100 Hz oraz amplitudą rejestrowaną na powierzchni skóry od 5 do kilkuset mikrowoltów. W zapisie można wyróżnić: fale delta (δ) o częstotliwości do 4 Hz, fale theta (θ), które mają częstotliwość w zakresie 4 – 8 Hz; fale alfa (α)

mające częstotliwość 8 – 13 Hz; fale beta (β) o częstotliwości 13 – ok. 30 Hz i fale gamma (γ) występujące w zakresie częstotliwości ok. 26 – 100 Hz.

Elektromiografia dotyczy rejestrowania i analizy sygnałów bioelektrycznych powstających wskutek zmian potencjałów błon komórkowych włókien mięśniowych i pobudzających je włókien nerwowych. Zjawiska zachodzące w mięśniach, związane np. ze wzrostem lub spadkiem napięcia mięśniowego/skurczu włókien mięśniowych, są rejestrowane z zastosowaniem odpowiednich wzmacniaczy i archiwizowane, obecnie głównie w postaci cyfrowej. Pasma częstotliwości sygnału EMG zawiera się między 3 Hz a 1000 Hz. Jednakże przyjmuje się, że górna wartość graniczna wynosi 450 Hz (powyżej 450 Hz składowe harmoniczne są bardzo małe). Drugim poza częstotliwością parametrem charakteryzującym sygnał EMG jest jego amplituda. W przypadku sygnału zarejestrowanego na powierzchni skóry amplituda poszczególnych jednostek motorycznych (MU) biorących udział w skurczu zawiera się w granicach od kilku mikrowoltów (μV) w stanie spoczynku do kilkudziesięciu miliwoltów (mV) podczas maksymalnego napięcia mięśniowego.

Na zapis sygnału elektromiograficznego składają się zsumowane potencjały czynnościowe z poszczególnych MU, co oznacza, że sygnał EMG bezpośrednio odzwierciedla rekrutację i charakterystykę wyładowań potencjałów czynnościowych jednostek motorycznych (MUAPs). MUAPs o krótkim czasie trwania wnoszą udział do większych częstotliwości sygnału niż MUAPs o długim czasie trwania.

Gdy mięsień jest rozluźniony, wykres zarejestrowanych MUAPs przybiera formę mniej lub bardziej zakłóconej linii podstawowej. Przy słabym skurczu MU ulegają wybiórczej aktywacji i możliwa jest ocena parametrów pojedynczych MUAPs. Rejestracja pojedynczych MUAPs przy minimalnym skurczu mięśnia to tzw. zapis prosty o częstotliwości 5 – 30 Hz. Przy umiarkowanym skurczu mięśnia zwiększa się rekrutacja MU. Powstaje wówczas tzw. zapis z niepełną interferencją, o częstotliwości 35 – 60 Hz. Wraz ze wzrostem napięcia mięśniowego rozwija się tzw. gęsty zapis interferencyjny, złożony z dużej liczby nakładających się na siebie MUAPs.

Powtarzalne procesy biologiczne, takie jak np. bicie serca czy oddychanie, generują zwykle powtarzające się, mniej lub bardziej deterministyczne kształty fal. Sygnały te mogą mieć charakter prawie okresowy. Inna sytuacja występuje w przypadku sygnału EMG. Zarejestrowany sygnał EMG, na który składa się suma MUAPs, ma charakter stochastyczny, co oznacza, że parametry tego sygnału mogą być opisane jedynie z zastosowaniem miar statystycznych.

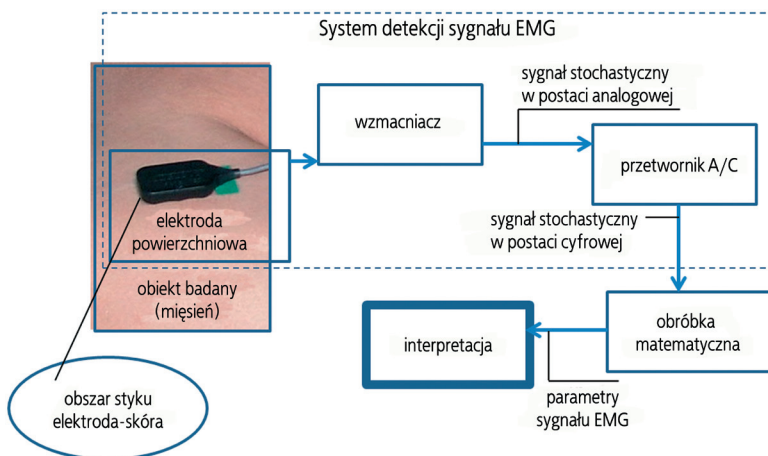
W celu detekcji sygnału EMG stosowane są elektrody powierzchniowe bądź elektrody wkłuwane w mięsień – drutowe lub częściej spotykane igłowe.

Elektromiografia z wykorzystaniem elektrod igłowych jest metodą inwazyjną i stosuje się ją głównie w badaniach klinicznych do diagnostyki chorób układu nerwowego i układu mięśniowego. W przypadku biomechaniki pracy stosowane są elektrody powierzchniowe, tak więc przedstawiane dalej treści dotyczące pomiaru i analizy sygnału EMG będą odnosić się do sygnału zarejestrowanego z zastosowaniem elektrod powierzchniowych, czyli do elektromiografii powierzchniowej.

Ze względu na wrażliwość sygnału EMG na znaczącą liczbę czynników, w celu ujednolicenia badań tą metodą członkowie organizacji Elektromiografia Powierzchniowa w Nieinwazyjnej Ocenie Mięśni (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles – SENIAM) opublikowali wytyczne do badań z zastosowaniem EMG w zakresie stosowania elektrod i procedury ich rozmieszczenia oraz rejestracji i przetwarzania sygnałów elektromiograficznych. Rekomendacje dotyczące metodologii tych badań zaproponowało również Międzynarodowe Towarzystwo Elektrofizjologii i Kinezylogii (The International Society of Electromyography and Kinesiology – ISEK). Ustalenia obu tych organizacji odnośnie do badań elektromiograficznych są dostępne na stronie internetowej www.seniam.org.

VI.2. Czynniki wpływające na charakterystykę sygnału EMG

Na charakterystykę sygnału EMG mają wpływ czynniki powiązane z obiektem badanym (człowiekiem) oraz z systemem detekcji, a także z obszarem połączenia obiektu badanego z systemem detekcji (rys. VI-1). Na system detekcji sygnału EMG składa się elektroda będąca w bezpośrednim kontakcie ze strukturami ciała



Rys. VI-1. Schemat prezentujący elementy istotne dla rejestracji i przetwarzania sygnału EMG

człowieka, wzmacniacz oraz rejestrator sygnału. Jakość zarejestrowanego sygnału EMG zależy od właściwości elektrod, wzmacniacza oraz przetwornika sygnału z postaci analogowej do postaci cyfrowej.

Czynniki wpływające na charakterystykę sygnału EMG powiązane z badanym obiektem (mięśniami) mają uwarunkowania fizjologiczne i anatomiczne. Charakterystyka sygnału EMG zależy od częstości wyładowań MU oraz od liczby i kształtu potencjałów czynnościowych, a także liczby zsynchronizowanych MUAPs. Z kolei kształt MUAP zależy od filtrowania sygnału przez włókna mięśniowe oraz od szybkości przewodzenia, co jest uwarunkowane przestrzennym ułożeniem oraz właściwościami włókien mięśniowych znajdujących się w mięśniu będącym obiektem badań. Zatem znaczenie ma kształt, długość i liczba włókien mięśniowych znajdujących się w MU oraz ich zróżnicowanie, wielkość i rozkład w MU. Istotne jest także występowanie połączeń ze ścięgnem wewnątrz MU, występowanie stref unerwienia i rejonów ścięgien pomiędzy MU.

VI.3. System detekcji sygnału EMG

VI.3.1. Elektrody powierzchniowe

Elektrody są istotnym elementem toru pomiarowego sygnału EMG. Służą do rejestracji prądu jonowego wytwarzanego w mięśniach i przetwarzania go na prąd elektryczny, który może być rejestrowany i przechowywany w postaci cyfrowej, jako wartości potencjału. Elektrody powierzchniowe, podobnie jak anteny radiowe, rejestrują punktowe wartości pola elektromagnetycznego wywołanego przepływem jonów w komórkach nerwowych oraz komórkach mięśniowych i przetwarzają je na potencjały elektryczne uruchamiające przepływ prądu elektrycznego w obwodach, do których są podłączone (niezbędna do tego jest elektroda bierna – elektroda odniesienia). Sygnał EMG ma bardzo małą amplitudę – od mikrowoltów do miliwoltów, dlatego jest bardzo czuły na zakłócenia. Konwersja postaci jonowej do postaci elektrycznej jest powiązana z generowaniem szumu na połączeniu między elektrodą a skórą. Stosunek zmierzonego sygnału EMG do niechcianych szumów jest często wyznacznikiem jakości pomiaru. Najlepsze efekty uzyskuje się wówczas, gdy występuje maksymalizacja amplitudy sygnału przy minimalizacji amplitudy szumu. Amplituda szumu zależy od jakości całego toru pomiarowego systemu detekcji. Jednakże przy założeniu, że właściwości

wzmacniacza i proces konwersji mieszczą się w dopuszczalnych normach, stosunek sygnału do szumu jest determinowany prawie wyłącznie przez elektrody.

W systemie pomiarowym (elektrody, wzmacniacz, przetwarzanie sygnału) elektrody odgrywają zasadniczą rolę, więc w celu zarejestrowania sygnału nieobciążonego szumami, w pomiarze z zastosowaniem elektrod powierzchniowych trzeba uwzględnić wiele czynników. Dla jakości zarejestrowanego sygnału EMG znaczenie mają zarówno parametry charakteryzujące elektrody, jak i wzajemna konfiguracja elektrod.

Charakterystyka elektrod powierzchniowych obejmuje różne aspekty. SENIAM, dla jakości pomiaru, rekomenduje uwzględnienie odległości między elektrodami oraz następujących parametrów je charakteryzujących: konstrukcji, kształtu i wielkości powierzchni przewodzącej, rodzaju materiału, z którego jest wykonana powierzchnia przewodząca elektrody.

Istotną rolę w pomiarze odgrywa odległość międzyelektrodowa, która jest zdefiniowana jako odległość między środkami powierzchni przewodzących. Odległość między elektrodami ma wpływ na obszar, z którego następuje detekcja sygnału, i na rejestrację przesłuchów, czyli sygnałów zarejestrowanych z mięśni sąsiednich w stosunku do badanego. SENIAM zaleca, aby odległość między elektrodami wynosiła ok. 20 mm. Kiedy dwubiegunowe elektrody są stosowane na stosunkowo małych mięśniach, odległość ta nie powinna przekraczać $1/4$ długości mięśnia. Zwiększenie odległości między elektrodami powoduje, że zbierane są sygnały z głębiej położonych włókien mięśniowych.

Kształt i wielkość elektrody odnosi się do powierzchni przewodzącej, która powinna być wystarczająco duża, aby dokonać detekcji wystarczającej liczby MU z danego mięśnia, lecz jednocześnie dostatecznie mała, aby uniknąć rejestracji przesłuchów z innych mięśni. Większe powierzchnie przewodzące elektrod zwiększają amplitudę sygnału. Natomiast wzrost odległości elektroda-włókno mięśniowe przyczynia się do spadku amplitudy, co oznacza, że w zapisie sygnału EMG jest znacznie mniej składowych pochodzących z włókien położonych głębiej.

Powierzchnie przewodzące elektrody mogą być różnych kształtów. SENIAM nie znalazła żadnych jasnych i obiektywnych kryteriów rekomendacji co do kształtu elektrody. Jednakże powierzchnia każdej z elektrod stosowanych do pomiaru sygnału EMG z określonego mięśnia powinna być taka sama. Wydaje się, że najbardziej korzystne są elektrody okrągłe o średnicy 10 mm.

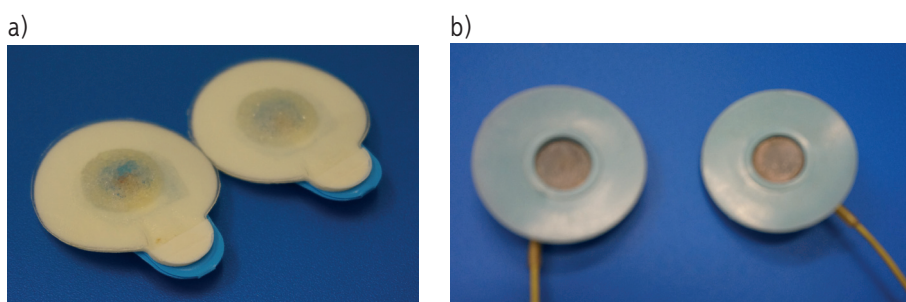
Ważnym elementem jest także materiał powierzchni przewodzącej elektrody, stykającej się ze skórą. Zastosowany materiał musi zapewnić dobry kontakt,

małą impedancję przejściową elektroda-skóra oraz stabilne zachowanie w czasie (stabilność impedancji reakcji chemicznych). Najczęściej używane są elektrody z powierzchnią przewodzącą wykonaną z Ag-AgCl (srebro – chlorek srebra), AgCl (chlorek srebra), Ag (srebro), Au (złoto). Zastosowanie elektrody Ag-AgCl zmniejsza wahania potencjału wynikające z impedancji między elektrodą a skórą. Elektroda taka składa się ze srebra pokrytego cienką warstwą chlorku srebra. Warstwa AgCl umożliwia bardziej swobodny przepływ prądu, co wprowadza mniej szumów elektrycznych do mierzonego sygnału w porównaniu z równoważnymi elektrodami metalowymi (na przykład Ag). Dlatego elektrody Ag-AgCl są wykorzystywane w ponad 80% zastosowań.

Do detekcji sygnału EMG stosuje się elektrody suche oraz elektrody żelowe. Elektrody suche znajdują się w bezpośrednim kontakcie ze skórą i są stosowane głównie wtedy, kiedy geometria elektrod lub ich rozmiar nie umożliwia zastosowania żelu. W żelowych elektrodach jest stosowany żel elektrolityczny, jako interfejs pomiędzy skórą a metalową częścią elektrody, służący zmniejszeniu impedancji elektroda-skóra.

Przykładowe elektrody żelowe przedstawiono na rysunku VI-2.

Elektrody żelowe mogą być jednorazowe lub wielokrotnego użytku. Jednorazowe są bardziej powszechne. Są bardzo lekkie, dostępne w różnych kształtach i rozmiarach oraz z różnych materiałów, w zależności od producenta. Ich właściwe stosowanie może zminimalizować ryzyko przemieszczenia elektrody nawet podczas gwałtownych ruchów. Elektrody wielokrotnego użytku charakteryzuje zwiększone ryzyko zmian właściwości, np. impedancji, w kolejnych pomiarach.

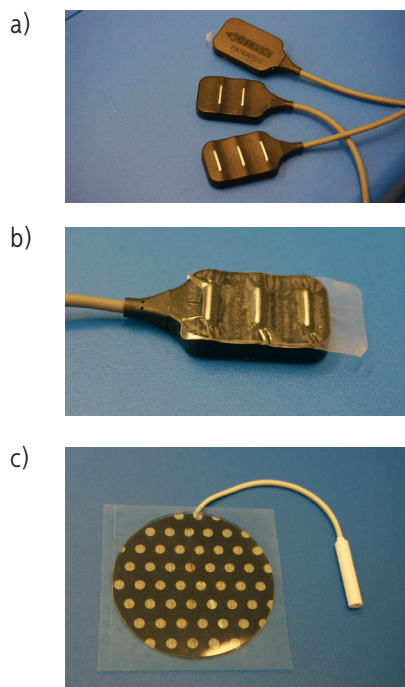


Rys. VI-2. Przykład elektrod powierzchniowych żelowych: a) jednorazowych; b) wielokrotnego użytku

Elektrody suche to zazwyczaj elektrody scalone, w których z powierzchnią przewodzącą zbierającą potencjał czynności elektrycznej mięśni jest scalany przedwzmacniacz elektroniczny o dużej impedancji wejściowej. W elektrodach

scalonych odległość między powierzchniami przewodzącymi jest stała. Takie rozwiązanie minimalizuje długość przewodów łączących elektrody ze wzmacniaczem, co sprzyja minimalizacji artefaktów, a także powoduje, że elektrody są mniej czułe na rezystancję połączenia elektroda-skóra. Jednakże jednocześnie powoduje zwiększenie ich masy, co utrudnia utrzymanie umocowanych elektrod.

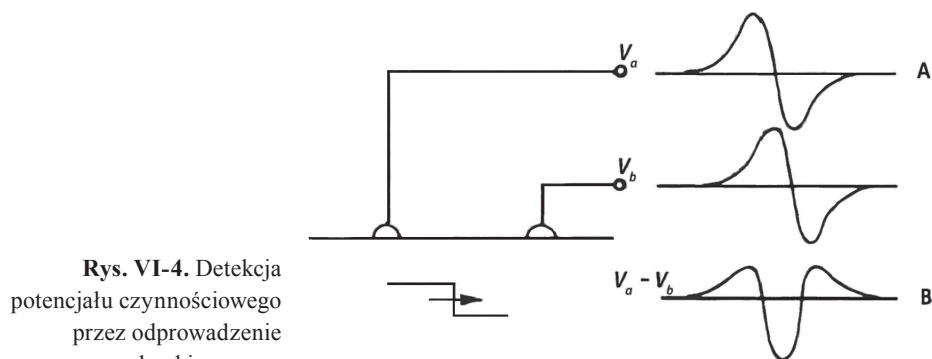
SENIAM zaleca konstrukcję elektrod scalonych, zbudowaną z lekkiego materiału. Przykładem takich elektrod mogą być czujniki powierzchniowe, zawierające połączone ze sobą dwie i trzy powierzchnie przewodzące (rys. VI-3). W przypadku tych elektrod powierzchnie przewodzące są wykonane ze srebra (99,9% Ag), a ich wymiary to 10×1 mm.



Rys. VI-3. Elektrody scalone: a) elektrody scalone o dwóch i trzech powierzchniach przewodzących; b) elektroda scalona o trzech powierzchniach przewodzących z taśmą samoprzylepną, za pomocą której jest mocowana do skóry; c) elektroda odniesienia

Bezpośredni kontakt powierzchni przewodzącej elektrody ze skórą umożliwia detekcję potencjału kolejnych pobudzeń MU biorących udział w skurczu mięśnia, przemieszczających się jako fale elektromagnetyczne dzięki właściwości przewodzenia przez płyny ustrojowe. Detekcja sygnału EMG może się odbywać przy konfiguracji monopolarnej/jednobiegunowej (gdy jedna elektroda służy do pomiaru sygnału EMG) lub bipolarnej/dwubiegunowej (gdy dwie elektrody służą do pomiaru sygnału EMG). W przypadku odprowadzenia dwubiegunowego

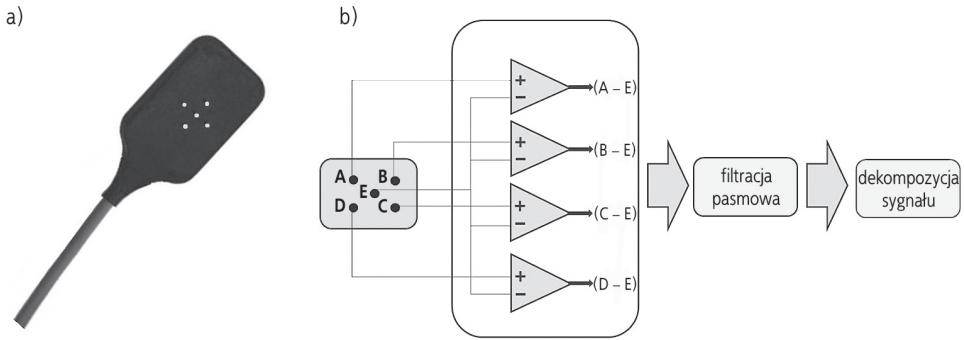
zarejestrowany sygnał jest różnicą potencjałów rejestrowanych w obu elektrodach (rys. VI-4). Jest to sygnał trójfazowy, w przeciwieństwie do sygnału rejestrowanego z zastosowaniem jednej elektrody. Odprowadzenie dwubiegunowe sprzyja eliminowaniu szumów generowanych na styku elektroda-skóra (szумы odejmują się, co opisano w rozdz. VI.3.3).



Rys. VI-4. Detekcja potencjału czynnościowego przez odprowadzenie dwubiegunowe

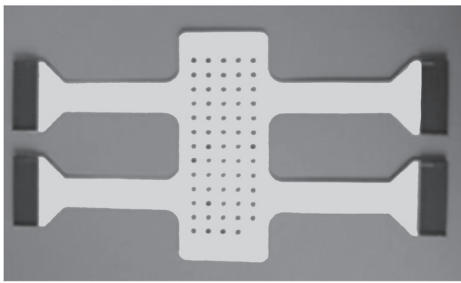
Detekcji podlegają potencjały czynnościowe pochodzące z licznych włókien, a sygnał składa się z elektrycznie ponakładanych na siebie MUAPs zarejestrowanych dla wszystkich MU wykrywanych w miejscu przyłożenia elektrody. Ponieważ występowanie ośrodków tłumiących sygnał, takich jak tkanka tłuszczowa oraz tkanka skórna, ma wpływ na zarejestrowany na powierzchni skóry potencjał czynnościowy, sygnał rejestrowany na powierzchni skóry różni się od pierwotnych potencjałów MUAPs. Sygnał podlega także zmianom na skutek zjawisk filtrowania sygnału przez włókna mięśniowe. Charakterystyka takiego filtra zależy przede wszystkim od przestrzennego ułożenia włókien mięśniowych i odległości między elektrodami a włóknami.

Rzeczony techniki oraz zainteresowanie EMG i zwiększony zasięg jej zastosowań zaowocowały powstaniem modyfikacji elektrod bipolarnych. Przykładem takiej modyfikacji są tzw. elektrody wielopinowe, na przykład o pięciu małych powierzchniach przewodzących (rys. VI-5). Wszystkie piny (powierzchnie przewodzące) takiego czujnika są oddalone od siebie o 5 mm i połączone, tworząc jeden czujnik, który ma cztery kanały różnicowe sygnału EMG. Elektrody takie dają możliwość dekompozycji zarejestrowanego sygnału do potencjałów czynnościowych pojedynczych MU.



Rys. VI-5. Czujnik 5-pinowy umożliwiający dekompozycję sygnału EMG do potencjałów czynnościowych jednostek motorycznych (MUAPs): a) widok czujnika; b) schemat ideowy czujnika 5-pinowego

Przykładem modyfikacji elektrod dwubiegunowych są także elektrody liniowe. Elektroda liniowa złożona jest z ciągu powierzchni przewodzących i zawiera do kilkunastu typowych odprowadzeń bipolarnych rozmieszczonych liniowo względem siebie. Elektroda może swym zasięgiem objąć powierzchnię mięśnia nawet od przyczepu początkowego do końcowego. Stosowane są także elektrody matrycowe, w których jest utworzona siatka odbiorcza mogąca się składać z dowolnej liczby powierzchni przewodzących (rys. VI-6).



Rys. VI-6. Elektrody wieloodprowadzeniowe matrycowe

Rozwój techniki rejestracji sygnału EMG z zastosowaniem wielu powierzchni przewodzących umocowanych nad jednym mięśniem zwiększył możliwość detekcji informacji odnoszących się do pojedynczej MU przez dekompozycję sygnału EMG. Zasada dekompozycji sygnału EMG w elektrodach liniowych i matrycowych jest zbliżona do tej stosowanej w przypadku elektrod pinowych.

Badania z zastosowaniem elektrod liniowych lub matrycowych, umieszczanych równolegle do włókien mięśniowych, umożliwiają określenie opóźnienia między kolejnymi rejestrowanymi potencjałami czynnościowymi na poszczególnych odprowadzeniach. Pomiar taki umożliwia lokalizację strefy unerwienia,

obserwację propagacji potencjału czynnościowego w mięśniu oraz wyznaczenie prędkości przewodzenia fali pobudzenia (ang. *conduction velocity* – *CV*), (Farina i in., 2004).

Złożona natura techniki zapisu sygnału EMG z zastosowaniem wielu powierzchni przewodzących stawia wysokie wymagania zarówno aparaturze służącej do pomiarów, jak i sposobom analizy zarejestrowanego sygnału. Ten typ pomiaru określa się skrótem HD-sEMG (ang. *high density surface EMG*), (Drost i in., 2006).

VI.3.2. Obszar styku elektroda-skóra

Na jakość zarejestrowanego i analizowanego sygnału EMG mają wpływ właściwości obszaru styku elektroda-skóra. Charakterystyka zarejestrowanego sygnału zależy od odległości powierzchni przewodzących od aktywnego obszaru mięśnia, właściwości elektrod i jakości kontaktu pomiędzy elektrodą a skórą.

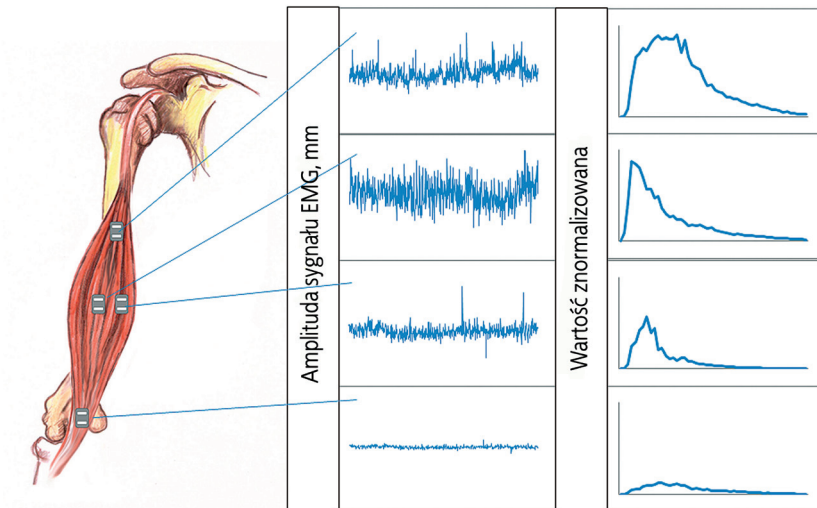
Właściwości elektrod oraz jakość kontaktu pomiędzy elektrodą a skórą wpływają na jakość zarejestrowanego sygnału poprzez procesy chemiczne zachodzące w obszarze styku elektrody i skóry. Składową sygnału jest także rejestrowany przez elektrody szum z otoczenia, który jest generowany przez urządzenia elektromagnetyczne, takie jak komputery, linie energetyczne itp.

Jednym z ważniejszych czynników wpływających na jakość zarejestrowanego sygnału EMG jest stabilny kontakt elektrody ze skórą oraz mała impedancja skóry. Wpływ na to ma sposób przygotowania skóry oraz właściwe umieszczenie na niej elektrod powierzchniowych. Niewłaściwe ich zamocowanie może zwiększyć zakres szumów i spowodować powstawanie artefaktów ruchowych od przesuwających się elektrod, które skutecznie zmniejszają stosunek zarejestrowanego sygnału EMG do szumu.

W celu uzyskania małej impedancji oraz poprawy przylegania elektrod dobrze jest usunąć owłosienie, a następnie oczyścić skórę i usunąć martwe komórki za pomocą czyszczących i przewodzących past abrazyjnych, drobnego papieru ściernego i/lub spirytusu. Jakość kontaktu elektroda-skóra jest ilościowo określona przez impedancję tkanki skóry, powszechnie nazywany impedancją elektroda-skóra. Jest to szczególnie istotne w przypadku elektrod suchych. Impedancja jest zazwyczaj mniejsza niż 5 k Ω , gdy stosowane są elektrody żelowe i skóra jest odpowiednio przygotowana.

Charakterystyka zarejestrowanego sygnału EMG bardzo zależy od tego, gdzie umieszczane są elektrody, gdyż ich położenie determinuje obszar, z którego następuje detekcja sygnału. Zgodnie z wytycznymi SENIAM oraz z uwzględnieniem rekomendacji Perotto (2005) elektrody przyklejane są na skórę w miejscu znajdujących się pod nią mięśni będących przedmiotem badań. Położenie elektrod jest definiowane w odniesieniu do linii łączącej dwa anatomiczne punkty orientacyjne. W przypadku układu dwubiegunowego elektrody są umieszczane w połowie odległości między połączeniem mięśnia ze ścięgnami.

Ważne jest, aby elektrody nie były umieszczane w obszarze strefy unerwienia IZ (ang. *innervation zone*), która znajduje się pośrodku włókien mięśniowych, zazwyczaj na brzuscu mięśnia. Położenie tej strefy odpowiada anatomicznym miejscom połączeń nerwowo-mięśniowych (synapsa nerwowo-mięśniowa). MUAPs są propagowane wzdłuż włókien mięśniowych do ścięgien w obydwu kierunkach od IZ. Dlatego sygnał EMG zarejestrowany z elektrod bipolarnych umieszczonych na powierzchni skóry po obydwu stronach strefy unerwienia ma małą amplitudę (Beck i in., 2008), (rys. VI-7).



Rys. VI-7. Wpływ umieszczenia elektrod na charakterystykę zarejestrowanego sygnału EMG (wg De Luca, 1997)

VI.3.3. Wzmacniacz

Wzmocnienie sygnału może być realizowane w kilku etapach. Najważniejszym z nich jest często ten realizowany przez przedwzmacniacze, w obecnych rozwiązaniach elektrod powierzchniowych umieszczane w pobliżu źródła sygnału. Przedwzmacniacze umieszczane są tuż przy elektrodach bądź mocowane wewnątrz elektrody w przypadku elektrod skalonych.

W rozwiązaniach, w których nie występują przedwzmacniacze, sygnał o niewielkiej amplitudzie (pojedyncza MU generuje sygnał o amplitudzie ok. 100 μV) zbierany przez elektrodę jest przesyłany przewodami do wzmacniacza. Ruch przewodów podczas skurczu mięśni w polu elektromagnetycznym stwarza potencjalne ryzyko powstawania w sygnale EMG szumów. Zastosowanie przedwzmacniacza powoduje, że sygnał przesyłany do wzmacniacza właściwego ma dużo większą amplitudę, co oznacza, że udział zakłóceń w sygnale jest znacznie mniejszy. Zatem do wzmacniacza jest przesyłany sygnał zawierający przede wszystkim informacje zawarte w sygnale EMG.

Głównym parametrem charakteryzującym wzmacniacz jest wzmocnienie, czyli stosunek napięcia wyjściowego do napięcia wejściowego. Wzmacniacze wysokiej jakości, aby dawały duży stosunek sygnału do szumu, mają wzmocnienia regulowane między co najmniej 100 i 10 000 (20 – 80 dB). Zapewnia to wystarczający zakres amplifikacji sygnałów EMG o napięciu w granicach 0 – 6 mV (Basmajian i De Luca, 1985). Wzmocnienie jest również konieczne w celu optymalizacji rozdzielczości zarejestrowanego sygnału.

Istotnym parametrem wzmacniacza jest impedancja wejściowa. Z reguły impedancja elektroda-skóra musi być poniżej 1% impedancji wejściowej wzmacniacza. Zatem jeśli impedancja elektroda-skóra wynosi 5 k Ω , to impedancja wejściowa powinna być równa 0,5 M Ω . Wadą dużej impedancji wejściowej jest to, że szum linii elektroenergetycznej i szum pochodzący od artefaktów ruchowych może być wprowadzany przewodami łączącymi elektrody ze wzmacniaczem.

Pasma przenoszenia, czyli różnica między górną i dolną częstotliwością graniczną, determinuje zakres częstotliwości mierzonego sygnału poprzez filtry górno- i dolnoprzepustowy. Typowe zakresy częstotliwości są następujące: od 10 Hz lub 20 Hz (filtr górnoprzepustowy) do 500 – 1000 Hz (filtr dolnoprzepustowy). Filtrowanie górnoprzepustowe jest konieczne, ponieważ szumy pochodzące z artefaktów ruchowych składają się głównie ze składowych o małej częstotliwości (zwykle < 10 Hz). Filtrowanie dolnoprzepustowe jest niezbędne do usunięcia składowych o dużej częstotliwości w celu uniknięcia nieodwracalnego

znieskształcenia sygnału w procesie próbkowania. W przeszłości usuwano także częstotliwości odpowiadające szumom powiązanym z zasilaniem układu (tj. 50 Hz lub 60 Hz) przez zastosowanie filtra wycinającego. Jednakże taka procedura powoduje utratę ważnej informacji dotyczącej charakterystyki sygnału EMG. Zazwyczaj analizowany jest sygnał EMG w paśmie częstotliwości 10 – 500 Hz.

Zwiększenie stosunku sygnału do szumu jest możliwe przez zastosowanie elektrod bipolarnych z przedwzmacniaczami różnicowymi umieszczonymi blisko powierzchni przewodzących. Zastosowanie takich elektrod umożliwia zapis sygnału EMG w całej szerokości pasma wraz ze zwiększeniem rozdzielczości przestrzennej (to znaczy wielkości obszaru zapisu). We wzmacniaczach różnicowanych tłumione są skorelowane sygnały wspólne dla obu elektrod (sygnały sumacyjne), takie jak pochodzące ze źródeł energii elektromagnetycznej urządzeń, lecz również sygnały EMG z bardziej odległych mięśni. Tłumiony jest także potencjał generowany przez impedancję układu elektroda-skóra. Natomiast sygnały z tkanki mięśniowej w pobliżu elektrod są zróżnicowane i w związku z tym są wzmacniane.

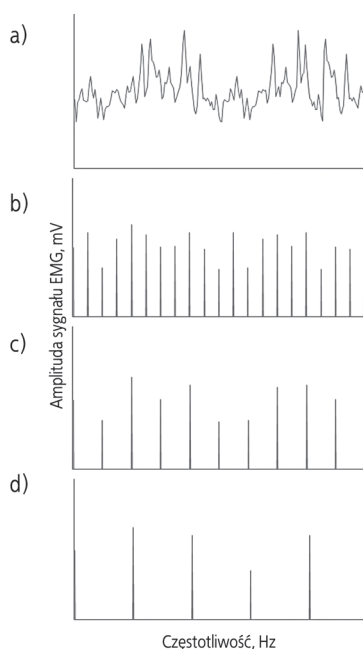
Miarą zdolności wzmacniacza różnicowego do eliminowania składowych sumacyjnych na wyjściu jest *CMRR* (ang. *common mode rejection ratio*) – współczynnik definiowany jako stosunek wzmocnienia sygnałów różnicowych do wzmocnienia sygnałów sumacyjnych. Zatem idealny wzmacniacz różnicowy miałby nieskończoną wartość *CMRR*, co w praktyce nie jest możliwe do uzyskania. Obecny poziom technologii umożliwia uzyskanie wartości *CMRR* nie większej niż ok. 120 dB/oktawę (jeśli *CMRR* jest wyrażone w postaci logarytmicznej, to zwiększenie jego wartości o 20 daje wzrost 100-krotny).

Opisując parametry wzmacniaczy wpływające na ich jakość i charakterystykę sygnału EMG, należy oczekiwać dużego wzmocnienia, dużej impedancji wejściowej, dużego współczynnika dyskryminacji sygnałów synfazowych – *CMRR*, niskiego poziomu szumów własnych (poniżej 2 μV wartości *RMS* (ang. *root mean square*) w paśmie 20 – 500 Hz) oraz szerokiego pasma przenoszenia, odpowiedniego do wykonywanego pomiaru (2 – 10 000 Hz), (Kopeć, 2008).

VI.3.4. Konwersja sygnału analogowego

Sterowanie procesem pomiarowym sygnału EMG przeprowadza się za pomocą programów zainstalowanych w komputerze, realizujących funkcje wyświetlania i archiwizacji zarejestrowanego sygnału. Wszystkie biosygnały są z natury analogowe i aby je przetwarzać z zastosowaniem technik i procedur komputerowych, trzeba je przekształcić do postaci cyfrowej, czyli dokonać konwersji A/D (ang. *analog-to-digital conversion*). Po poprawnym przetworzeniu analogowo-cyfrowym nie powinny występować straty informacji, czyli powinno być możliwe odtworzenie oryginalnego sygnału analogowego. Oznacza to, że istotną technicznie kwestią w aparaturze elektromiograficznej są parametry przetwornika analogowo-cyfrowego. Dla dokładności odtworzenia sygnału znaczenie mają częstotliwość próbkowania (liczba próbek na sekundę) oraz dokładność wyrażenia wartości próbki. W wyniku procesu próbkowania amplituda sygnału jest odwzorowywana w równomiernie rozłożonych odstępach czasu, zależnych od częstotliwości próbkowania, i zapisywana w postaci wartości.

Dobór częstotliwości próbkowania, czyli dobór odstępu chwil czasowych (interwałów próbkowania), jest uwarunkowany zasadą Shannona, zgodnie z którą właściwe przekonwertowanie sygnału bez utraty istotnych informacji o całym spektrum częstotliwości wymaga takiego doboru częstotliwości próbkowania, aby była ona co najmniej dwukrotnie większa niż maksymalna oczekiwana częstotliwość składowa sygnału. Niespełnienie zasady Shannona powoduje fałszywą ocenę wielkości mierzonej. Aby zawsze stosować tę zasadę, należy dobrać dostatecznie dużą częstotliwość próbkowania. Wówczas jednak do zarejestrowania przebiegu zjawiska w wybranym odcinku czasu będzie potrzebna większa liczba próbek, a tym samym odpowiednio większa pamięć komputera. Można także ograniczyć największą częstotliwość występującą w sygnale pomiarowym, jednakże kosztem pogorszenia jakości opisu zarejestrowanego



Rys. VI-8. Odwzorowanie analogowego sygnału EMG dla różnych częstotliwości próbkowania; zarejestrowany sygnał (a); wartości cyfrowe po próbkowaniu z częstotliwością: 2 kHz (b); 1 kHz (c); 0,5 kHz (d)

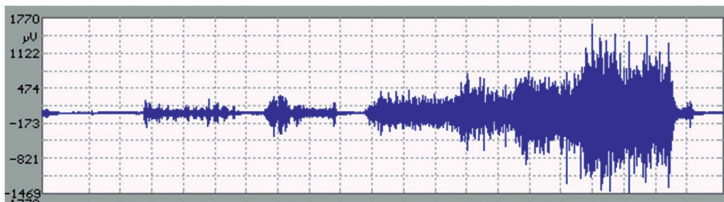
sygnału. Próbkowanie sygnału ze zbyt małą częstotliwością powoduje jego zniekształcenie (rys. VI-8).

W przypadku sygnału EMG większość informacji zawiera się pomiędzy częstotliwościami 10 Hz i 500 Hz. Zatem w celu uniknięcia utraty informacji z sygnału częstotliwość próbkowania powinna wynosić co najmniej 1000 Hz (podwójna wartość górnej częstotliwości granicznej). W obecnych systemach pomiarowych sygnału EMG normą jest częstotliwość próbkowania równa 4 kHz.

VI.4. Obróbka matematyczna sygnału EMG

VI.4.1. Parametry sygnału EMG

Sygnał EMG jest źródłem wielu informacji dotyczących procesów zachodzących w mięśniu. Jednakże sygnał nieprzetworzony, ze względu na swój stochastyczny charakter, niesie tylko informację jakościową, umożliwiającą określenie, czy mięsień jest aktywny i czy generuje siłę oraz w jakich odcinkach czasu mięsień pracuje z większą lub mniejszą siłą. Na rysunku VI-9 przedstawiono przebieg nieprzetworzonego sygnału EMG zarejestrowanego z zastosowaniem elektrod powierzchniowych z mięśnia czworobocznego w czasie 1 minuty.



Rys. VI-9. Przebieg nieprzetworzonego sygnału EMG dla różnych poziomów napięcia mięśnia czworobocznego odpowiadających różnym wartościom wywieranej siły

Sygnały stochastyczne, w tym sygnał EMG, mogą być stacjonarne lub niestacjonarne, gdy statystyczne właściwości sygnału zmieniają się w czasie. Podczas kolejnych skurczów liczba aktywnych MU zmienia się gwałtownie, co powoduje brak stacjonarności. Można przyjąć, że sygnał EMG rejestrowany podczas skurczu izometrycznego jest sygnałem quasi stacjonarnym. W warunkach rzeczywistych trudno jest zakładać, że sygnał jest stacjonarny w dłuższym okresie. Dlatego też

obliczenia parametrów sygnału EMG przeprowadza się na krótkich jego fragmentach, przyjmując założenie o stacjonarności sygnału w danym fragmencie.

Wartość próbek sygnału deterministycznego (np. sinusoida) można przewidywać z dużą dokładnością. W przypadku sygnału losowego, jakim jest sygnał EMG, nie jest możliwe przewidywanie wartości jego próbek, można tylko określić parametry sygnału uzyskane w rezultacie obróbki matematycznej. Na tej podstawie można wyodrębnić parametry charakteryzujące sygnał EMG, które wskazują na procesy zachodzące w mięśniu. Zatem w celu uzyskania informacji powiązanych z sygnałem EMG w sposób ilościowy stosowane są matematyczne procedury obliczeniowe różnych parametrów. Parametry charakteryzujące sygnał EMG oblicza się, stosując analizę w dziedzinie czasu, analizę w dziedzinie częstotliwości oraz analizę czasowo-częstotliwościową.

VI.4.2. Analiza czasowa

Parametry wyrażające amplitudę jako wartość bezwzględną

Analiza sygnału w dziedzinie czasu jest przeprowadzana na podstawie przebiegu nieprzetworzonego sygnału EMG lub po wstępnej obróbce obejmującej prostowanie (przetransponowanie próbek na wartości bezwzględne) i wyznaczanie obwiedni sygnału (Mazurkiewicz, 2005).

Parametrem obliczanym z wyprostowanego sygnału o określonej długości jest zintegrowana amplituda sygnału – *IEMG* (ang. *integrated EMG*) lub amplituda średnia – *ARV* (ang. *averaged value*), (VI-1).

$$IEMG = \sum_{i=1}^N |x_i| \quad ARV = \frac{\sum_{i=1}^N |x_i|}{N} \quad (VI-1)$$

gdzie:

N – liczba próbek podlegających analizie (proporcjonalna do długości fragmentu sygnału i częstotliwości próbkowania)

x_i – wartość i -tej próbki.

Stosowane są także parametry obliczane po podniesieniu wartości każdej kolejnej próbki do kwadratu. Wśród nich można wyróżnić parametr reprezentujący energię sygnału jako pole pod krzywą sygnału – *SSI* (ang. *simple square integral*), a także wariancję – *VAR* (ang. *variance*). Jednakże najczęściej wykorzystywany jest parametr wyrażający wartość średnią kwadratową – *RMS* (ang. *root mean square*):

$$SSI = \sum_{i=1}^N x_i^2 \quad VAR = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N x_i^2 S \quad RMS = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2 \quad (VI-2)$$

gdzie:

N – liczba próbek podlegających analizie (proporcjonalna do długości fragmentu sygnału i częstotliwości próbkowania)

x_i – wartość i -tej próbki.

Parametrem sygnału EMG często analizowanym w dziedzinie czasu jest także ZC (ang. *zero crossing*), określający liczbę przejść sygnału EMG przez poziom zerowy w jednostce czasu.

Amplituda sygnału EMG jako wartość względna

Ze względu na czynniki, które wpływają na charakterystykę sygnału EMG prezentującego rejestrowane MUAPs w mięśniu, nie jest wskazane porównywanie pomiędzy osobami badanymi czy badanymi mięśniami wartości bezwzględnej amplitudy (wyrażanej jako parametr obliczony np. z zastosowaniem zależności matematycznych VI-1 i VI-2). Stosowanie bezwzględnej wartości amplitudy sygnału EMG jest uzasadnione tylko wówczas, gdy celem badania jest śledzenie zmian podczas ciągłego pomiaru, czyli bez zmiany umiejscowienia elektrod. Gdy porównuje się wyniki pomiarów wykonanych dla różnych mięśni, różnych osób bądź w badaniach prowadzonych po ponownym naklejeniu elektrod, wymagana jest normalizacja, czyli przeskalowanie sygnału w stosunku do znanej i powtarzalnej wartości. Po przeprowadzeniu normalizacji amplituda sygnału EMG jest wyrażana jako wartość względna w sposób wspólny dla wszystkich sytuacji pomiarowych. Zatem zastosowanie normalizacji umożliwia porównywanie poziomów napięcia mięśniowego w różnych sytuacjach obciążenia, lecz także u różnych osób badanych i dla różnych mięśni (De Luca, 1997).

Do interpretacji amplitudy sygnału EMG w zakresie aktywacji bioelektrycznej wartości znormalizowane uzyskuje się przez odniesienie wartości zmierzonej do wartości referencyjnej, przy czym wartość referencyjną uzyskuje się w wyniku zastosowania odpowiedniej procedury jej pomiaru. Wartość referencyjna jest uzyskiwana z tych samych mięśni, przy tej samej konfiguracji elektrod. Wybór procedury jej pomiaru ma zasadnicze znaczenie w interpretacji sygnałów EMG, jednakże nie ma konsensusu, co do tego, który sposób normalizacji jest najlepszy (Burden,

2010). Najczęściej spotykanymi procedurami pomiaru wartości referencyjnej są te, w których sygnał referencyjny uzyskuje się jako: 1) maksymalny (ang. *peak*) poziom aktywacji podczas skurczów *MVC*, 2) poziom aktywacji podczas submaksymalnych skurczów izometrycznych, 3) maksymalny lub średni poziomy aktywacji, uzyskany podczas wykonywania badanej czynności.

W procedurze, w której wartością referencyjną jest maksymalny (*peak*) poziom aktywacji podczas skurczów *MVC*, wykorzystuje się sygnał EMG zarejestrowany podczas dobrowolnego i spontanicznego maksymalnego skurczu wyrażającego maksymalne napięcie mięśniowe w warunkach izometrycznych (*MVC*). Najlepsze wyniki daje zwykle wykonywanie izolowanego ruchu w pojedynczym stawie – przy statycznym oparciu w pozycji pośredniej zakresu ruchu. Czasami do prawidłowego przeprowadzenia testu *MVC* niezbędne jest stabilne umocowanie (np. za pomocą pasów) badanego segmentu ciała w celu zapewnienia skurczu izometrycznego badanego mięśnia lub grupy mięśni.

Przyjęty test uzyskania maksymalnych możliwości danego mięśnia powinien uwzględniać taki typ wywieranej siły zewnętrznej oraz takie położenie członów ciała, przy których występuje maksymalna aktywacja mięśnia. Jednakże badania ukierunkowane na określenie testów izometrycznych, podczas których występuje maksymalna aktywacja określonego mięśnia, wykazały, że nie występuje ona u wszystkich osób podczas takich samych testów (Ekstrom i in., 2005; Boettcher i in., 2008). Indywidualne zróżnicowanie powoduje, że stosowanie określonego testu *MVC* u wszystkich osób badanych nie zawsze daje jednoznaczne wyniki. Niektóre badania wskazują, że poziom EMG podczas badanych czynności jest wyższy niż 100% *MVC*, szczególnie gdy wartość referencyjna uzyskiwana podczas skurczu izometrycznego jest stosowana do normalizacji sygnału otrzymanego podczas zmian długości mięśnia i prędkości ruchu. Niejednoznaczność wynika z tego, że na ogół nie ma możliwości sprawdzenia, czy nastąpił skurcz maksymalny badanego mięśnia. Zakładając powtarzalność pomiędzy pomiarami, zaleca się wykonanie trzech powtórzeń testu w odstępie co najmniej 2 min, aby zmniejszyć wpływ zmęczenia na wynik pomiaru. Maksymalna wartość uzyskana ze wszystkich powtórzeń testu, lub wartość średnia, jest następnie wykorzystywana jako wartość referencyjna do normalizacji sygnału EMG.

Wykorzystanie sygnału EMG rejestrowanego podczas testów *MVC* w celu uzyskania wartości referencyjnej jest kwestionowane, także ze względu na trudności w uzyskaniu pełnej mobilizacji osób badanych do wykonania maksymalnego wysiłku. Może to być związane z odczuwaniem bólu lub ryzykiem wystąpienia urazów.

Ponadto, pomimo licznych zalet, koncepcja *MVC* może być zastosowana jedynie w badaniach dotyczących osób zdrowych. U osób, które nie mogą i nie powinny wykonywać tego testu z powodu uszkodzenia struktur mięśniowych, należy rozważyć zastosowanie innych procedur uzyskiwania wartości referencyjnej. W takich przypadkach mogą być stosowane skurcze na poziomie submaksymalnym. Submaksymalne skurcze izometryczne obejmują np. utrzymywanie kończyny przeciw sile grawitacji (Chapman i in., 2010) lub przeciw sile grawitacji i sile utrzymywanego określonego obciążenia zewnętrznego.

Głównym ograniczeniem korzystania z submaksymalnych skurczów izometrycznych jest to, że nie jest możliwe porównanie poziomu aktywności między mięśniami i osobami, ponieważ stosowana tu wartość odniesienia nie zależy od *MVC*, a określone obciążenie referencyjne stanowi inny procent *MVC* u osoby silnej i u słabej fizycznie.

Z powodu wątpliwości co do tego, czy izometryczny skurcz może być stosowany jako poziom referencyjny sygnału EMG podczas zadań wymagających szybkich skurczów przy zmianie długości mięśnia, zaproponowano sposób normalizacji, w którym jako referencyjny wykorzystywany jest sygnał EMG uzyskany podczas skurczów tego samego rodzaju (Mirka, 1991).

W przypadku tej procedury do normalizacji jest przyjmowana największa wartość sygnału zmierzona podczas wykonywania czynności, dla których analizowany jest sygnał EMG z badanego mięśnia. Na przykład, maksymalny sygnał EMG zarejestrowany podczas izometrycznego odwodzenia ramienia jest stosowany do normalizowania EMG podczas submaksymalnego odwodzenia, maksymalny sprint służy do normalizacji EMG podczas chodzenia, a maksymalny sprint na rowerze do normalizacji EMG podczas jazdy na rowerze. W tym sposobie normalizacji poziom referencyjny dotyczy szczytu lub średniej aktywności uzyskanej podczas badanej czynności, oddzielnie dla każdej osoby i każdego mięśnia.

Ponieważ wartość referencyjna zależy od wykonywanej czynności, więc ten sposób normalizacji nie może być stosowany w celu porównania poziomów aktywacji mięśni pomiędzy różnymi czynnościami. Nie może być także stosowany, gdy porównywane są poziomy aktywacji pomiędzy mięśniami. Można go natomiast zastosować do porównywania wzorców zmian aktywacji mięśni w czasie między poszczególnymi osobami.

VI.4.3. Analiza częstotliwościowa

Wiele informacji dotyczących stanu mięśnia zawierają składowe częstotliwościowe sygnału EMG. W celu dotarcia do tych informacji przeprowadza się transformację częstotliwościową, w której wyniku sygnał przechodzi z dziedziny czasu do dziedziny częstotliwości, a rozkład natężenia składowych częstotliwościowych sygnału (w zależności tych składowych) jest nazywany widmem. Najczęściej przeprowadza się transformację Fouriera – FT (ang. *Fourier transform*), która dokonuje dekompozycji sygnału na składowe sinusoidalne o różnych częstotliwościach (Zieliński, 2009). Dla reprezentacji ciągłej sygnału przekształcenie może być przedstawione z zastosowaniem następującej zależności matematycznej:

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt \quad (\text{VI-3})$$

gdzie:

$F(\omega)$ – widmo częstotliwościowe

$f(t)$ – przebieg czasowy sygnału EMG (sygnał EMG)

j – jednostka urojona

ω – częstotliwość

e – podstawa logarytmu naturalnego.

W przypadku dyskretnej reprezentacji sygnału EMG wartości liczbowe sygnału $x(t)$ są określone dla skończonej liczby próbek (N). Wartości te są równoodległe o jednakowy przedział czasu odpowiadający częstotliwości próbkowania, taki że $\Delta t = 1/f$, gdzie f jest częstotliwością próbkowania. Sygnał jest zatem reprezentowany przez skończony ciąg wartości liczbowych $x(n)$, określanych jako próbki sygnału. W celu przeprowadzenia przekształcenia Fouriera sygnału EMG dla postaci dyskretnej sygnału stosuje się dyskretną transformatę Fouriera – DFT (ang. *discrete Fourier transform*) opisaną równaniem (VI-4):

$$X(n) = \sum_{k=0}^{N-1} x(k)e^{-jnk\frac{2\pi}{N}} \quad (n = 0, 1, 2, \dots, N-1) \quad (\text{VI-4})$$

gdzie:

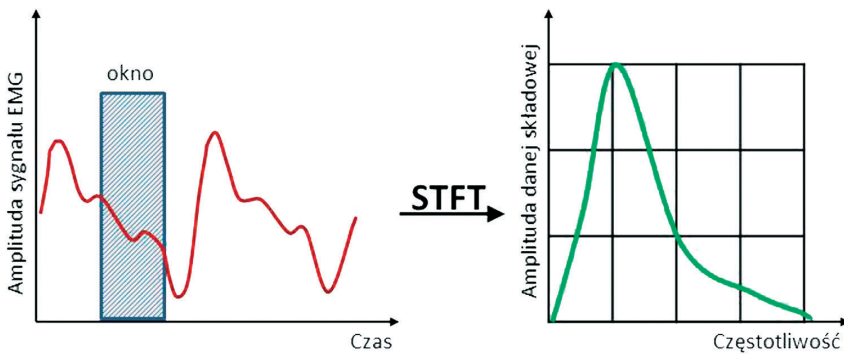
$X(n)$ – reprezentacja analizowanego sygnału w dziedzinie częstotliwości

$x(k)$ – próbka sygnału dla kolejnej chwili czasu k

N – liczba próbek.

Przeprowadzenie transformacji Fouriera powoduje utratę informacji o chwili zajścia i czasie trwania danego zjawiska. Jest to poważna wada w przypadku analizy niestacjonarnego sygnału EMG. W rzeczywistości sygnał EMG nie jest sygnałem stacjonarnym, dlatego przyjmuje się pewne uproszczenia, zakładając jego stacjonarność w krótkich fragmentach czasu, a do analizy wykorzystuje się krótkookresową transformację Fouriera – STFT (ang. *short-time Fourier transform*).

W zastosowaniu STFT transformacja jest przeprowadzana przez wycinanie z sygnału w dziedzinie czasu bloku próbek (krótkiego fragmentu sygnału) za pomocą funkcji okna czasowego $w(t)$. STFT, przesuwając wzdłuż sygnału okno czasowe, dzieli sygnał na małe odcinki, które można uznać za stacjonarne (rys. VI-10). Analiza z zastosowaniem STFT jest przeprowadzana, gdy okna zachodzą na siebie (ang. *overlapping*) lub też, gdy stanowią kolejne fragmenty sygnału (koniec i -tego okna to próbka n , początek okna $i + 1$ to próbka $n + 1$).



Rys. VI-10. Zasada transformacji z zastosowaniem STFT

Zależność (VI-5) wyraża STFT dla analogowej postaci sygnału, a zależność (VI-6) dla postaci cyfrowej. W przypadku sygnału w postaci cyfrowej transformata jest wyznaczana z iloczynu fragmentu sygnału o długości N próbek i okna czasowego o tej samej, stałej długości.

$$STFT(t, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} [f(t)w(t - \tau)]e^{-j\omega\tau} d\tau \quad (VI-5)$$

gdzie:

$f(t)$ – przebieg czasowy sygnału EMG

$w(t)$ – funkcja okna

j – jednostka urojona

ω – częstotliwość

oraz

$$STFT(k, n) = \sum_{i=kd-\frac{L}{2}}^{kd+\frac{L}{2}-1} x_k(i)w(i-kd)e^{-\frac{j2\pi ni}{N}} \quad (VI-6)$$

gdzie:

$x_k(i)$ – k -ty segment dyskretnego przebiegu czasowego sygnału EMG

$w(i)$ – funkcja okna

L – długość okna

d – długość kroku przesuwającego okno

j – jednostka urojona

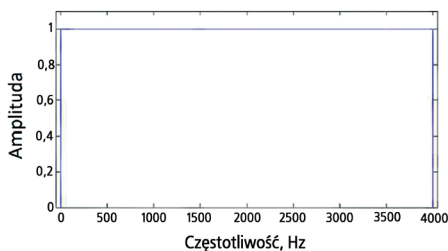
n – numer kolejnej próbki

N – całkowita liczba próbek.

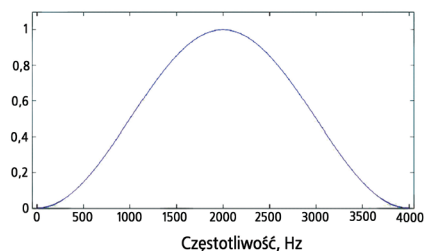
Okno czasowe $w(t)$ lub $w(n)$ jest odpowiednio funkcją ciągłą lub dyskretną opisującą sposób pobierania próbek z sygnału. Od postaci funkcji okna zależy postać widma sygnału podlegającego transformacji. Istnieje wiele zdefiniowanych funkcji okna. Najprostszą jest okno prostokątne, które wycina fragment z sygnału o nieskończonym czasie trwania pobierania próbek. Zastosowanie okna prostokątnego wprowadza do wyciętego fragmentu bardzo duże częstotliwości. Dlatego większe zastosowanie mają okna zapewniające bardziej łagodne wycinanie, takie jak np. okno Gaussa, Hanninga, Hamminga. Kształt okna prostokątnego opisuje równanie (VI-7), a kształt okna Hanninga równanie (VI-8), (rys. VI-11).

$$w(n) = \begin{cases} 1; & 0 \leq n < N \\ 0, & \text{w innym przypadku} \end{cases} \quad (VI-7)$$

a)



b)

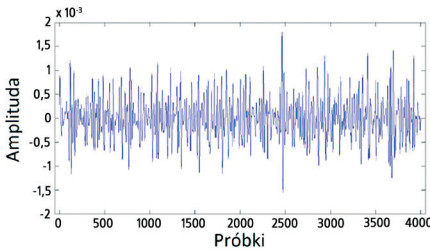


Rys. VI-11. Przykłady okien: a) okno prostokątne, b) okno Hanninga

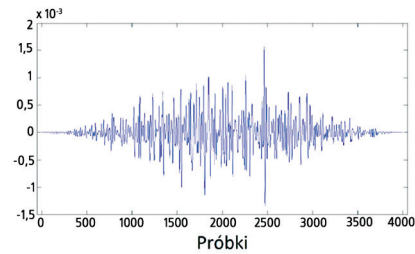
$$w(n) = \frac{1}{2} \left(1 - \cos \frac{2n\pi}{N-1} \right) \quad 0 \leq n < N \quad (\text{VI-8})$$

Na rysunku VI-12a przedstawiono przykładowy fragment iloczynu sygnału EMG o długości 4000 próbek i okna prostokątnego. Ze względu na kształt okna sygnał jest niezmienny. Ten sam fragment sygnału uzyskany z zastosowaniem okna Hanninga przedstawiono na rysunku VI-12b.

a)

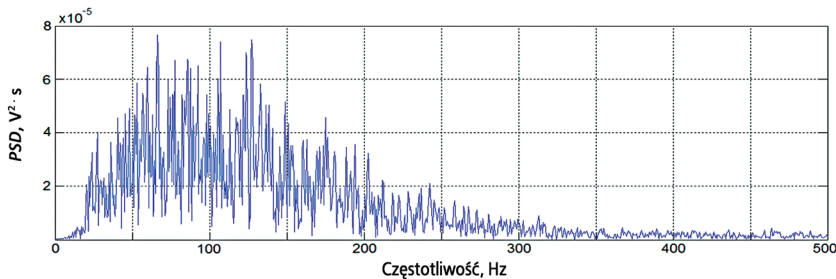


b)



Rys. VI-12. Fragment sygnału EMG o długości 4000 próbek: a) iloczyn fragmentu sygnału i okna prostokątnego, b) iloczyn fragmentu sygnału i okna Hanninga

Transformacja sygnału EMG z dziedziny czasu do dziedziny częstotliwości umożliwia wyznaczenie gęstości widmowej mocy – *PSD* (ang. *power spectral density*) sygnału, która wyraża wartość amplitudy widma sygnału dla danej częstotliwości składowej podniesioną do drugiej potęgi. Amplituda widma jest proporcjonalna do udziału danej częstotliwości w całkowitej mocy sygnału. Wykres *PSD* sygnału jako funkcji częstotliwości jest niekiedy nazywany periodogramem. Na rysunku VI-13 przedstawiono przykładowy periodogram, czyli zależność informacji niesionej przez sygnał EMG od jego składowych częstotliwości.



Rys. VI-13. Periodogram uzyskany na podstawie transformacji Fouriera iloczynu fragmentu sygnału EMG i okna Hanninga

Na podstawie periodogramu wyznacza się parametry charakteryzujące w sposób ilościowy gęstość widmową mocy. Najczęściej stosowanymi parametrami są częstotliwość średnia – *MPF* (ang. *mean power frequency*) oraz częstotliwość medialna – *MF* (ang. *median frequency*), opisywane matematycznie za pomocą zależności (VI-9):

$$MPF = \frac{\sum_{i=1}^N f_i \cdot P(f_i)}{\sum_{i=1}^N P(f_i)} \quad MF = \frac{1}{2} \cdot \Delta f \sum_{i=1}^N P(f_i) \quad (VI-9)$$

gdzie:

MPF – częstotliwość średnia widma mocy

MF – częstotliwość medialna widma mocy

N – liczba próbek przyjętych do analizy

Δf – krok próbkowania

P(f) – wartość gęstości widmowej mocy dla *i*-tej częstotliwości.

Częstotliwość średnia *MPF* to częstotliwość, dla której występuje wartość średnia *PSD*, natomiast częstotliwość medialna *MF* dzieli pole pod periodogramem na dwie części o równej powierzchni. Dodatkowo wskazuje się moc szczytową stanowiącą maksymalną wartość periodogramu (*P_f*) oraz moc całkowitą będącą całką pod krzywą periodogramu (*P*).

Stosowane są również inne parametry wyrażające w sposób ilościowy charakterystykę widma mocy. Oprócz wspomnianych parametrów (*MF*, *MPF*, *P*, *P_f*) stosuje się pierwszy i trzeci kwartyl, odchylenie standardowe, skośność i pasma częstotliwości widma mocy (Cardozo i in., 2011; Bartuzi i in., 2007). Pasma częstotliwości widma mocy mogą być wyznaczone w wyniku podziału według stałej wartości periodogramu bądź według stałej częstotliwości, czyli przez określenie stałych odstępów na osi zmiennej zależnej lub na osi zmiennej niezależnej.

STFT jest cennym narzędziem analizy sygnałów, w tym także sygnału EMG. Jednakże istotnym problemem jest tu stała długość okna analizy. Zastosowanie okien o krótkim czasie umożliwia dobrą rozdzielczość czasową, jednak ogranicza zakres analizowanych częstotliwości. Natomiast wybór okna o długim czasie trwania umożliwia analizę szerszego zakresu częstotliwości, lecz odbywa się to kosztem zmniejszenia jej precyzji. Ponadto podczas analizy sygnałów niestacjonarnych z zastosowaniem STFT przyjęcie upraszczającego założenia o stacjonarności badanych zjawisk może być ułatwieniem, jednak może się także przyczynić do zgubienia istotnych szczegółów analizowanego zjawiska.

VI.4.4. Analiza czasowo-częstotliwościowa

Założenie o stacjonarności sygnału nie jest konieczne w przypadku analizy czasowo-częstotliwościowej z zastosowaniem np. transformaty falkowej. Dlatego ta transformata jest zalecana jako metoda wykorzystywana do analizy sygnałów niestacjonarnych (Zieliński, 2009).

Falka jest funkcją matematyczną, która charakteryzuje się zerową wartością średnią, przyjmuje wartości zerowe poza określonym przedziałem oraz ma skończoną moc sygnału. Ponieważ przekształcenie falkowe jest zaliczane do analiz czasowo-częstotliwościowych, więc zamiast widma częstotliwościowego uzyskuje się widmo czasowo-częstotliwościowe. Cechy te powodują, że funkcja falkowa jest dobrze zlokalizowana zarówno w dziedzinie czasu, jak i w dziedzinie częstotliwości. Funkcja falkowa nie reprezentuje jednej częstotliwości (jak w przypadku transformaty Fouriera), lecz przedział częstotliwości. Główną zaletą transformaty falkowej jest możliwość analizy częstotliwościowej z dużą precyzją w dziedzinie czasu, co sprawia, że metoda ta jest bardzo dobrym narzędziem analizy sygnałów zmiennych w czasie. Ze względu na to, że dla różnych rodzajów falek uzyskuje się różne reprezentacje tego samego sygnału, wybór rodzaju falki jest sprawą kluczową.

Rozróżnia się dwa rodzaje transformaty falkowej, tj. transformatę falkową ciągłą – CWT (ang. *continuous wavelet transform*) oraz transformatę falkową dyskretną – DWT (ang. *discrete wavelet transform*).

Transformata falkowa ciągła (CWT)

Analiza falkowa ciągła (CWT) wykazuje podobieństwo do szybkiej transformaty Fouriera, w której sygnał jest dzielony na segmenty za pomocą przesuwanego okna czasowego. W przypadku CWT rolę okna o zmiennej szerokości odgrywa rodzina funkcji falkowych. Rodzina falek jest tworzona z falki podstawowej (falki matki) przez skalowanie (przestrajanie częstotliwości) i translację (przesunięcie w czasie). Transformata falkowa dokonuje dekompozycji sygnału na składowe falkowe o różnych częstotliwościach (skalach) i różnych pozycjach. Translacja funkcji falkowych wpływa na dobrą lokalizację uzyskiwanych wyników w czasie. Natomiast w wyniku skalowania uzyskuje się określone pasmo częstotliwości, z różnym poziomem szczegółowości. Translacja jest realizowana przez parametr translacji b , natomiast skalowanie (w dziedzinie częstotliwości) uzyskuje się przez parametr skalujący a (VI-10):

$$F_{CWT}(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (\text{VI-10})$$

gdzie:

$F_{CWT}(a, b)$ – współczynnik falkowy zależny od współczynników a i b

$\psi((t-b)/a)$ – funkcja falkowa

a – współczynnik skali

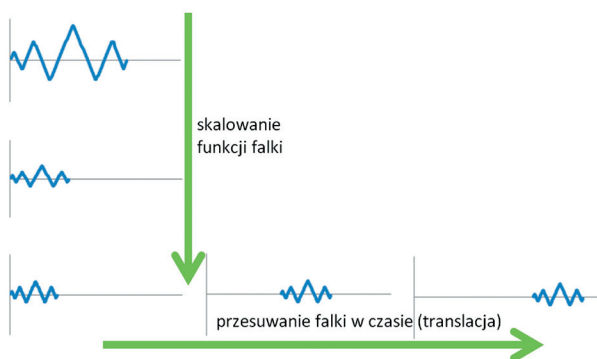
b – współczynnik translacji

t – czas

$f(t)$ – analizowany sygnał.

W wyniku ciągłego przekształcenia falkowego uzyskuje się macierz zawierającą współczynniki falkowe określające podobieństwo pomiędzy daną falką a sygnałem. Współczynniki a_1 , a_2 i a_3 oznaczają kolejne skale falki, natomiast współczynniki b_1 , b_2 i b_3 kolejne pozycje.

Na rysunku VI-14 zamieszczono przykłady skalowania i translacji funkcji dla typowej falki. Skala ma wymiar odwrotny do częstotliwości, co oznacza, że wraz ze wzrostem skali zmniejszają się częstotliwości reprezentowane przez funkcję falkową, przy czym częstotliwości odpowiadające danej skali są zależne od częstotliwości próbkowania sygnału.



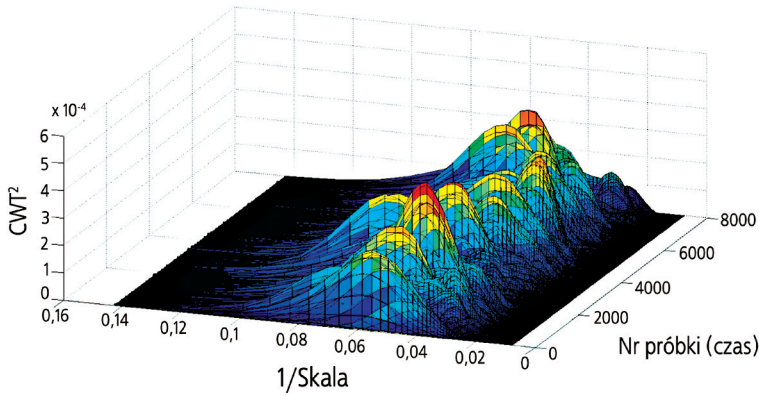
Rys. VI-14. Zasada skalowania oraz translacja funkcji falkowej

Składowe falkowe mają różne skale (uzyskane przez przestrajanie częstotliwości) i różne pozycje (uzyskane przez translację), więc nie występuje – tak jak w przypadku STFT – konieczność wyboru między dokładnością informacji czasowej a rozdzielczością informacji częstotliwościowej.

Do najczęściej stosowanych funkcji podstawowych w analizie sygnału EMG należą funkcje falkowe z rodziny Daubechies (db5) i Morlet. Falki te są powszechnie

stosowane ze względu na dobre dopasowanie z sygnałem EMG oraz wysoką rozdzielczość częstotliwościową (González-Izal i in., 2010; Vannozzi i in., 2010).

W analizie falkowej odpowiednikiem periodogramu wyznaczanego w transformacji Fouriera jest skalogram, który oblicza się przez podniesienie do drugiej potęgi uzyskanych współczynników falkowych. Na rysunku VI-15 przedstawiono skalogram fragmentu sygnału EMG o długości 8000 próbek, wyznaczony z zastosowaniem falki Morleta. Współczynniki zostały wyznaczone dla skal od 130 do 7, co odpowiada zakresowi częstotliwości środkowych 25 – 464 Hz. W wyniku transformacji falkowej otrzymuje się reprezentację sygnału w przestrzeni czas-skala. Ponieważ skala jest ściśle powiązana z częstotliwością, więc można powiedzieć, że transformacja zachodzi do przestrzeni czas-częstotliwość.



Rys. VI-15. Skalogram fragmentu sygnału EMG uzyskany podczas zastosowania falki Morleta (Bartuzi, 2011)

Jako główny parametr w analizie CWT stosuje się częstotliwość średnią transformaty falkowej – *IMNF* (ang. *instantaneous mean frequency*), (Hostens i in., 2004) obliczaną z zależności (VI-11):

$$IMNF = \frac{\int_{ls}^{hs} s \cdot SCAL(s) ds}{\int_{ls}^{hs} SCAL(s) ds} \quad (VI-11)$$

gdzie:

SCAL – skalogram

s – skala

ls – najniższa skala

hs – górna granica całkowania (najwyższa analizowana skala).

Zakres zawarty między częstotliwościami dolną i górną reprezentuje pasmo przenoszenia współczynników falkowych dla danej skali. Analiza wymaga wyboru zakresu częstotliwości, liczby skal oraz współczynników falkowych.

Transformata falkowa dyskretna (DWT)

Innym sposobem przekształcenia sygnału jest algorytm opierający się na dyskretniej transformacie falkowej, którą rozpatruje się w kategoriach filtrów cyfrowych. Dekompozycja sygnału jednowymiarowego polega na jego rozdzieleniu na dwuwymiarową tablicę współczynników przez filtrację odpowiednio filtrem dolnoprzepustowym i górnoprzepustowym.

Filtr górnoprzepustowy $h_D(n)$ reprezentuje falkę podstawową i na wyjściu daje współczynniki falkowe, tzw. detale sygnału, natomiast filtr dolnoprzepustowy $h_A(n)$ reprezentuje funkcję skalującą i na wyjściu daje aproksymację sygnału. Funkcja falkowa $\psi(t)$ opisuje coraz bardziej szczegółowe detale sygnału, natomiast funkcja skalująca $\varphi(t)$ reprezentuje aproksymację sygnału (Chow i Hai, 2004).

Funkcję skalującą $\varphi(t)$ i funkcję falkową $\psi(t)$ wyraża się jako sumę ważoną przesuniętych funkcji skalujących (VI-12):

$$\varphi(t) = \sum_n h_A(n) \sqrt{2} \varphi(2t - n), \quad \psi(t) = \sum_n h_D(n) \sqrt{2} \varphi(2t - n) \quad (\text{VI-12})$$

gdzie:

$h_A(n)$ i $h_D(n)$ – współczynniki filtru cyfrowego

n – długość filtru (liczba jego współczynników)

$\varphi(t)$ – funkcja skalująca

$\psi(t)$ – funkcja falkowa

$h_D(n)$ – filtr górnoprzepustowy

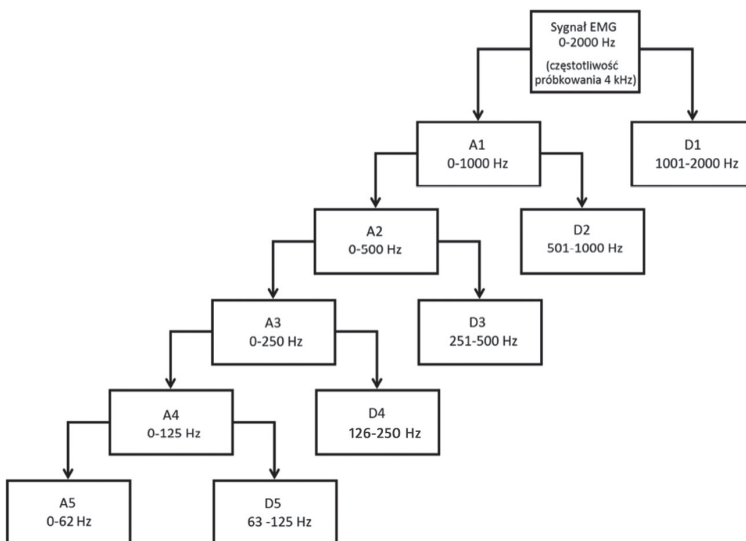
$h_A(n)$ – filtr dolnoprzepustowy.

Pełna informacja o sygnale wejściowym jest zachowana w zbiorze złożonym z połączenia w całym rozkładzie wszystkich detali i aproksymacji najniższego poziomu rozdzielczości. Po wprowadzeniu funkcji skalującej $\varphi_{j,k}$ sygnał $f(t)$ można zatem przedstawić w postaci zależności matematycznej (VI-13). Pierwszy człon wyrażenia przedstawia aproksymację sygnału, drugi reprezentuje detale, które wraz ze wzrostem j zwiększają szczegółowość:

$$f(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} \alpha_k \varphi_k(t) + \sum_{j=0}^{\infty} \sum_{k=-\infty}^{\infty} d_{j,k} \psi_{j,k}(t) \quad (\text{VI-13})$$

Przykład przedstawiony na rysunku VI-16 prezentuje dekompozycję sygnału EMG z zastosowaniem dyskretnej transformaty falkowej na pięciu poziomach dekompozycji (Bartuzi, 2011). Na każdym z poziomów dekompozycji uzyskuje się aproksymację sygnału oraz detal. Poszczególne detale i aproksymacje stanowią reprezentację sygnału EMG w określonym paśmie częstotliwości.

Aproksymacja sygnału na każdym poziomie dekompozycji stanowi podstawę do wyznaczenia parametrów wyrażających pierwiastek kwadratowy z wartości średniokwadratowej (amplituda) poszczególnych aproksymacji (od A1 do A5) i detali (od D1 do D2). Stąd też, dla każdego z pięciu poziomów dekompozycji, wyznaczony jest parametr RA i RD. Parametry od RA1 do RA5 oraz od RD1 do RD5 są poddawane normalizacji podobnie jak amplituda sygnału EMG obliczana w dziedzinie czasu. Dla każdego poziomu aproksymacji obliczane są także parametry wyrażające energię (pole pod krzywą) poszczególnych aproksymacji i detali (parametry od EA1 do EA5 oraz od ED1 do ED5).



Rys. VI-16. Zakresy częstotliwości sygnału EMG reprezentowane przez detale i aproksymacje na poszczególnych poziomach dekompozycji (Bartuzi, 2011)

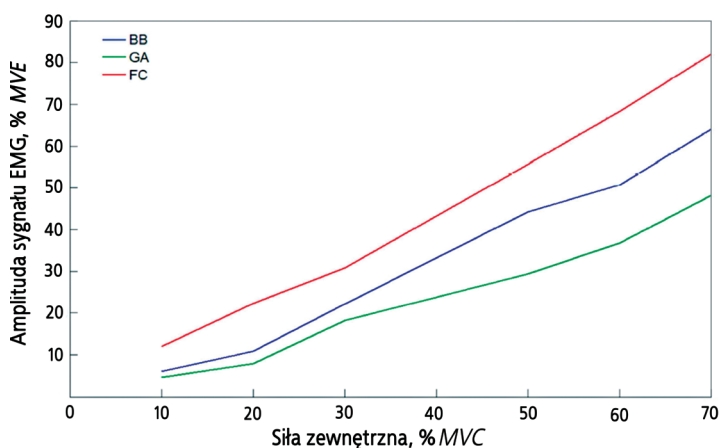
VI.5. Wpływ różnych czynników na parametry sygnału EMG

Sygnał EMG zarejestrowany z zastosowaniem elektrod powierzchniowych zawiera wiele informacji dotyczących zarówno czynników powiązanych z warunkami

obciążenia mięśnia i z systemem rejestracji (szczegółowo opisanym w rozdz. VI.3), jak i tych powiązanych z właściwościami badanego mięśnia. Wpływ tych czynników odzwierciedlają wartości parametrów sygnału EMG.

Czynniki wynikające z warunków obciążenia dotyczą pozycji ciała określanej wielkością kątów w stawach oraz wywieranej siły. Warunki obciążenia wpływają na liczbę zrekrutowanych MU, geometrię włókien mięśniowych oraz położenie umieszczonych na skórze elektrod w stosunku do mięśnia będącego obiektem pomiaru, a to ma wpływ na charakterystykę rejestrowanego sygnału EMG. Kąt w stawie determinuje długość mięśnia, a przez to wpływa na geometrię poszczególnych MU oraz położenie elektrod względem aktywnych MU. Wywierana siła zewnętrzna ma przede wszystkim wpływ na liczbę zrekrutowanych MU.

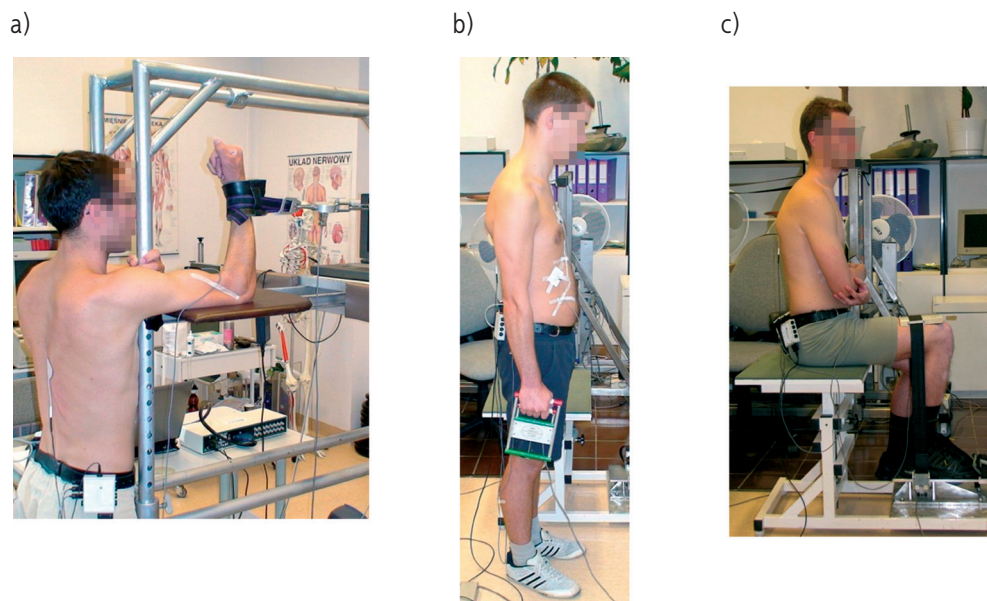
Siła mięśni zaangażowanych w wykonywanie czynności fizycznych jest jednym z najważniejszych czynników wpływających na charakterystykę sygnału EMG. Wartość siły i sposób jej wywierania (np. step lub ramp) wpływają istotnie na parametry sygnału EMG (Bilodeau i in., 1991). Zależność pomiędzy amplitudą sygnału EMG a siłą mięśnia jest oczywista. Zazwyczaj amplituda rośnie wraz ze wzrostem siły rozwijanej przez mięsień przy danej stałej jego długości. Rejestracja kolejnych poziomów siły zewnętrznej i sygnału EMG umożliwia wyznaczenie krzywej zależności między siłą zewnętrzną a amplitudą sygnału zarejestrowaną z danego mięśnia. Na pewnych poziomach napięcia mięśniowego wzrost amplitudy może być większy niż na innych, co powoduje, że zależność między wywieraną siłą a amplitudą może



Rys. VI-17. Zależność między siłą zewnętrzną, wyrażoną w % wartości maksymalnej uzyskanej dla 100% MVC, a amplitudą sygnału EMG, wyrażoną w % MVE dla trzech mięśni: BB (*biceps brachii* – dwugłowy ramienia), GA (*gastrocnemius* – brzuchaty łydki), FC (*flexor carpi ulnaris* – zginacz łokciowy nadgarstka), (badania własne)

być wykazywana jako liniowa, ale może też mieć postać innej funkcji, np. eksponentialnej lub kwadratowej.

Na rysunku VI-17 przedstawiono wyniki badań własnych zależności między siłą zewnętrzną a amplitudą zarejestrowanego sygnału EMG. Możliwości siłowe mięśnia dwugłowego ramienia – BB (łac. *biceps brachii*) określone zostały podczas testu zilustrowanego na rysunku VI-18a, polegającego na wywieraniu przez osobę badaną siły zginania w łokciu. Do aktywacji zginacza nadgarstka – FU (łac. *flexor ulnaris*) posłużył dynamometr ręczny (rys. VI-18b). Do aktywacji mięśnia brzuchatego łydki – GA (łac. *gastrocnemius*) zostało wykorzystane stanowisko do pomiaru momentów sił w stawie skokowym (rys. VI-18c).



Rys. VI-18. Stanowisko umożliwiające aktywację mięśni: a) dwugłowego ramienia (BB); b) zginacza nadgarstka (FU); c) brzuchatego łydki (GA); (badania własne)

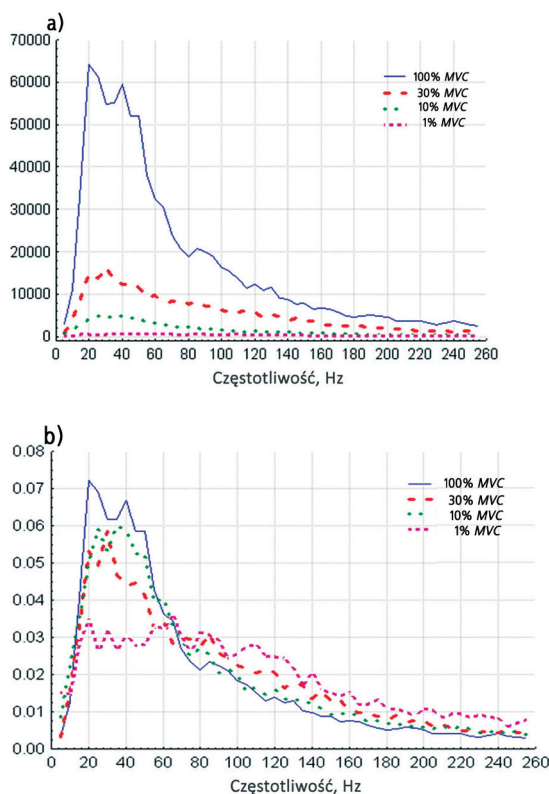
Zależność między wywierana siłą zewnętrzną a amplitudą sygnału EMG jest uwarunkowana poziomem wywieranej siły, sposobem aktywacji mięśnia oraz położeniem członów ciała. Jednakże zależy też od charakteru wykonywanych czynności i związanego z tym wpływu takich czynników, jak temperatura, zmęczenie mięśnia oraz szybkość wykonywanych ruchów (Mathiassen i in., 1995).

Oprócz czynników związanych z wykonywanym zadaniem i samym pomiarem znaczenie dla charakterystyki sygnału EMG ma charakterystyka badanego mięśnia powiązana ściśle z cechami indywidualnymi osoby będącej obiektem badań. Poza wielkością i proporcją włókien mięśniowych typu I i typu II istotne są grubość

warstwy podskórnej, wielkość i rozkład MU w mięśniu, długość i liczba włókien mięśniowych w MU, występowanie połączeń ze ścięgnem wewnątrz MU, występowanie stref unerwienia i rejonów ścięgien pomiędzy MU. Cechy indywidualne wpływające na charakterystykę mięśnia zależą od wieku i płci osób badanych, które są podstawowymi determinantami zmienności cech indywidualnych. Stąd też badania ukierunkowane na określenie wpływu różnych czynników na parametry sygnału EMG są zazwyczaj różnicowane (poza położeniem członów ciała i wywieraną siłą) także pod względem wieku i płci badanych osób.

W wyniku procesów neurologicznych i zmian natury morfologicznej wraz ze starzeniem się organizmu włókna typu II ulegają atrofii i znacznie zmniejszają rozmiar. Nie tylko zawartość włókien mięśniowych i wielkość, lecz również grubość warstwy podskórnej odgrywa znaczącą rolę w tłumieniu sygnału EMG rejestrowanego na powierzchni skóry w górnym zakresie częstotliwości (Farina i in., 2002). Grubość tkanki tłuszczowej determinuje charakterystykę sygnału EMG zarówno pod względem amplitudy, jak i charakterystyki częstotliwościowej. Zatem tkanki biologiczne pomiędzy elektrodami i mięśniami mogą być traktowane jako filtr dolnoprzepustowy.

Wywierana siła zewnętrzna wpływa na poziom aktywności mięśni i poprzez to na charakterystykę sygnału, co oznacza, że wpływa także na kształt widma mocy. Na rysunku VI-19a przedstawiono wpływ poziomu skurczu mięśnia na widmo mocy, gdy poszczególne składowe częstotliwości są wartościami bezwzględными.



Rys. VI-19. Widmo mocy dla czterech poziomów siły skurczu mięśnia (30% MVC, 10% MVC, 1% MVC): a) wartości bezwzględne składowych częstotliwościowych widma mocy; b) składowe częstotliwościowe znormalizowane do widma mocy zsumowanego dla wszystkich składowych częstotliwości dla danego poziomu skurczu mięśnia (Roman-Liu i Konarska, 2009)

Na rysunku VI-19b przedstawiono wartości składowe widma poszczególnych częstotliwości jako znormalizowane w odniesieniu do pola widma, pokazując, jak zmienia się zawartość poszczególnych składowych częstotliwości w widmie mocy wraz ze zmianą poziomu siły. Zmiany kształtu widma mocy powiązane ze zmianą poziomu skurczu mięśnia wpływają na parametry widma mocy, przy czym efekt ten zależy od mięśnia będącego przedmiotem badań.

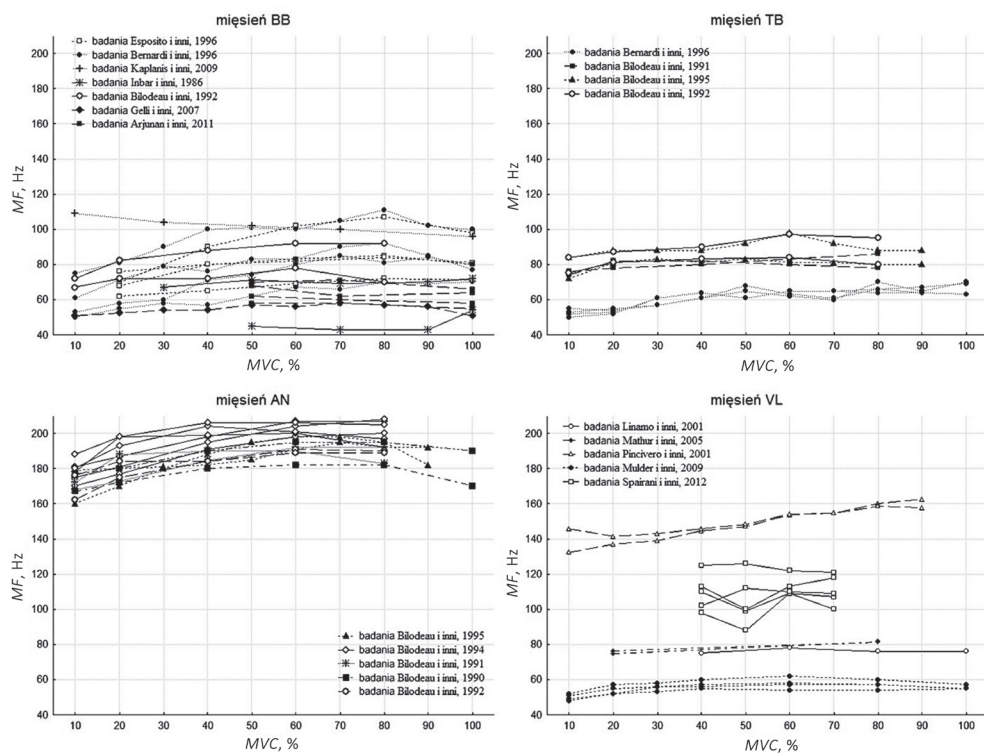
Z opisu przedstawionego w rozdziale II wynika, że należałoby się spodziewać wzrostu wartości *MF* i *MPF* wraz ze wzrostem poziomu skurczu mięśni, co odpowiada stopniowej rekrutacji MU, zgodnie z ich wielkością (Gerdle i in., 2000). Wzrost charakterystycznych częstotliwości widma mocy sygnału EMG jest powiązany ze wzrostem szybkości przewodzenia we włóknach mięśniowych (*CV*). Szybkość ta zależy od średnicy włókien (Blijham i in., 2006), a włókna typu II mają większą *CV* niż włókna typu I (Masuda i DeLuca, 1991). To oznacza, że mięśnie z większym udziałem włókien typu II powinny się charakteryzować większymi wartościami parametrów widma mocy sygnału EMG, a także wykazywać bardziej zdecydowany wzrost wartości tych parametrów wraz ze wzrostem poziomu napięcia mięśniowego. Prezentowane w różnych publikacjach wyniki badań wskazują, że wartości charakterystycznych parametrów widma mocy sygnału EMG w większości przypadków mają tendencję do wzrostu wraz ze wzrostem siły, chociaż zazwyczaj nie w całym zakresie, a tylko do pewnego poziomu siły mięśniowej.

Jednakże nie wszystkie wyniki prezentujące relację między siłą zewnętrzną określającą poziom skurczu mięśnia a parametrami opisującymi widmo mocy sygnału EMG są jednoznaczne. W niektórych opublikowanych badaniach można zaobserwować brak zmian wartości parametrów wynikających ze wzrostu poziomu siły, czasami nawet występują tendencje malejące. Powstaje zatem pytanie, dlaczego w niektórych badaniach nie ma różnic w poziomie skurczu mięśni przy występujących różnicach w wartościach wywieranej siły lub też dlaczego relacja jest odwrotna od oczekiwanej. Starając się odpowiedzieć na to pytanie, w publikacji Roman-Liu (2016) zebrano wyniki badań prezentujących zależność między *MF* i *MPF* a poziomem skurczu mięśnia. Oprócz wpływu wartości względnej siły mięśniowej rozpatrywano wpływ innych czynników istotnych dla charakterystyki sygnału EMG, takich jak typ elektrod, cechy indywidualne oraz kąt w stawie wpływający na długość badanego mięśnia.

Na rysunku VI-20 przedstawiono przykładowe wyniki uzyskane w różnych badaniach i prezentujące zależności pomiędzy poziomem siły mięśniowej a wartościami *MF* dla czterech wybranych mięśni. Widoczne jest wyraźne zróżnicowanie

wartości, gdy porównywany jest mięsień AN z mięśniami BB i TB, przy braku istotnych różnic pomiędzy mięśniami BB i TB.

Wyniki przedstawione na rysunku VI-20 w większości przypadków wskazują na wzrost MF do pewnego poziomu siły. Następnie osiągane jest plateau lub nawet występują tendencje malejące. Najwyższe wartości parametru MF występują w zakresie 50 – 80% MVC w zależności od mięśnia i czynników wpływających na charakterystykę sygnału EMG. Zapewne jest to spowodowane wzrostem siły mięśni wraz z rekrutacją kolejnych MU. Inny mechanizm wzrostu siły mięśnia, jakim jest wzrost częstotliwości pobudzenia, występuje wówczas, gdy wszystkie dostępne MU zostały już zrekrutowane. Ponieważ częstotliwość wyładowań MU ma niewielki wpływ na widmo mocy sygnału EMG, przy wyższych poziomach siły wyniki badań wykazują brak wzrostu wartości MF i MPF (Gelli i in., 2007). Zatem zakłada się, że poziom siły, przy którym parametry widma mocy mają największe wartości, odpowiada momentowi zrekrutowania wszystkich dostępnych MU.



Rys. VI-20. Zmiany wartości MF wraz ze zmianą poziomu napięcia mięśniowego uzyskane w różnych badaniach (BB – *biceps brachii*, TB – *triceps brachii*, AN – *anconeus*, VL – *vastus lateralis*; MVC – maksymalny poziom wysiłku mięśniowego)

Ze względu na to, że mechanizmy rekrutacji MU i synchronizacji częstotliwości występują w różnych proporcjach, uzależnionych od stosunku włókien mięśniowych typu I i typu II, poziom siły, przy którym wartość parametrów widma mocy jest maksymalna, różni się między mięśniami. Istnieją przesłanki wskazujące na to, że rekrutacja MU jest ukończona na poziomie 30 – 40% MVC w małych mięśniach ręki, podczas gdy w dużych mięśniach ramion zjawisko to występuje na wyższych poziomach siły (70 – 80% MVC), (Moritz i in., 2005).

Potencjał sygnału EMG podlegającego detekcji przez elektrody silnie zależy od czynników indywidualnych zróżnicowanych między osobami, ale także zależy od czynników powiązanych z aktywnością fizyczną podczas pomiaru. Wyniki różnych badań pokazują, jak różne czynniki modyfikują trendy dotyczące wartości parametrów charakteryzujących widmo mocy wraz ze wzrostem siły zewnętrznej. Jednakże wiele problemów związanych z wpływem czynników indywidualnych badanej osoby, z techniką pomiaru sygnału EMG oraz wykonywaną czynnością, podczas której przyjmowana jest określona pozycja ciała, na parametry sygnału EMG nie zostało jeszcze zidentyfikowanych i opisanych.

VI.6. Bibliografia

Arjunan S., Kumar D., Kalra C., Burne J., Bastos T. (2011) *Effect of age and gender on the surface electromyogram during various levels of isometric contraction*. [W]: 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS Boston, Massachusetts, USA. August 30 - September 3, 2011.

Arsenault A.B., Winter D.A., Marteniuk R.G., Hayes K.C. (1986) *How many strides are required for the analysis of electromyographic data in gait?* Scand. J. Rehabil. Med., 18(3):133-135.

Bartuzi P. (2011) *Wpływ fluktuacji siły na niskich poziomach obciążenia i zmian długości mięśnia na charakterystykę widmową sygnału EMG*. Rozprawa doktorska. Warszawa, CIOP-PIB.

Bartuzi P., Roman-Liu D., Tokarski T. (2007) *A Study of the Influence of Muscle Type and Muscle Force Level on Individual Frequency Bands of the EMG Power Spectrum*. Int. J. Occup. Saf. Ergon. (JOSE), 13(3):241-254.

Basmaijan J., DeLuca C.J. (1985) *Muscles alive: their function revealed by electromyography*. Baltimore, Williams & Wilkins.

- Beck T.W., Housh T.J., Cramer J.T., Weir J.P. (2008) *The effects of electrode placement and innervation zone location on the electromyographic amplitude and mean power frequency versus isometric torque relationships for the vastus lateralis muscle*. J. Electromyogr. Kinesiol., 18(2):317-328.
- Bernardi M., Solomonow M., Nguyen G., Smith A., Baratta R. (1996) *Motor unit recruitment strategy changes with skill acquisition*. Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol., 74(1-2):52-59.
- Białasiewicz J.T. (2004) *Falki i aproksymacje*. Warszawa, WNT.
- Bilodeau M., Arsenault A.B., Gravel D., Bourbonnais D. (1994) *EMG power spectrum of elbow extensors: a reliability study*. Electromyogr. Clin. Neurophysiol., 34:149-158.
- Bilodeau M., Arsenault A.B., Gravel D., Bourbonnais D. (1992) *Influence of gender on the EMG power spectrum during an increasing force level*. J. Electromyogr. Kinesiol., 2:121-129.
- Bilodeau M., Arsenault A.B., Gravel D., Bourbonnais D. (1990) *The influence of an increase in the level of force on the EMG power spectrum of elbow extensors*. Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol., 61(5-6):461-466.
- Bilodeau M., Arsenault A.B., Gravel D., Bourbonnais D. (1991) *EMG power spectra of elbow extensors during ramp and step isometric contractions*. Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol., 63(1):24-28.
- Bilodeau M., Cincera M., Arsenault A.B., Gravel D. (1997) *Normality and stationarity of EMG signals of elbow flexor muscle during ramp and step isometric contractions*. J. Electromyogr. Kinesiol., 2:87-96.
- Bilodeau M., Cincerea M., Gervais S., Arsenault A.B., Gravel D., Lepage Y. (1995) *Changes in the EMG spectrum power distribution caused by a progressive increase in the force level*. Eur. J. Appl. Physiol., 71:113-123.
- Bilodeau M., Schindler-Ivens S., Williams D.M., Chandran R., Sharma S.S. (2003) *EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women*. J. Electromyogr. Kinesiol., 13 (1):83-92.
- Blijham P.J., ter Laak H.J., Schelhaas H.J., van Engelen B.G., Stegeman D.F., Zwarts M.J. (2006) *Relation between muscle fiber conduction velocity and fiber size in neuromuscular disorders*. J. Appl. Physiol., 100:1837-1841.
- Boettcher C.E., Ginn K.A., Cathers I. (2008) *Standard maximum isometric voluntary contraction tests for normalizing shoulder muscle EMG*. J. Orthop. Res., 26(12):1591-1597.

- Burden A. (2010) *How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research.* J. Electromyogr. Kinesiol., 20:1023-1035.
- Cardozo A.C., Gonçalves M., Dolan P. (2011) *Back extensor muscle fatigue at sub-maximal workloads assessed using frequency banding of the electromyographic signal.* Clin. Biomech., 26(10):971-976.
- Chapman A.R., Vicenzino B., Blanch P., Knox J.J., Hodges P.W. (2010) *Intramuscular fine wire electromyography during cycling: repeatability, normalisation and a comparison to surface electromyography.* J. Electromyogr. Kinesiol., 20(1):108-117.
- Chow T.W.S., Hai S. (2004) *Induction Machine Fault Diagnostic Analysis with Wavelet Technique.* IEEE Trans. Ind. Electron., 51(3):558-565.
- Daubechies I. (1992) *Ten Lectures on Wavelets.* Philadelphia, SIAM.
- De Luca C.J. (1997) *The use of surface electromyography in biomechanics.* J. Appl. Biomech., 13:135-163.
- De Luca C.J., Le Fever R.S., Mc Cue M.P., Xenakis A.P. (1982) *Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions.* J. Physiol. (Lond.), 329:113-128.
- Drost G., Stegeman D.F., van Engelen B.G.M., Zwarts M.J. (2006) *Clinical applications of high-density surface EMG: A systematic review.* J. Electromyogr. Kinesiol., (16):586-602.
- Ekstrom R.A., Soderberg G.L., Donatelli R.A. (2005) *Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapezius muscles during surface EMG analysis.* J. Electromyogr. Kinesiol., 15(4):418-428.
- Esposito F., Malgrati D., Veicsteinas A., Orizio C. (1996) *Time and frequency domain analysis of electromyogram and sound myogram in the elderly.* Eur. J. Appl. Physiol., 73: 503-510.
- Farina D., Fosci M., Merletti R. (2002) *Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables.* Eur. J. Appl. Physiol., 92:235-247.
- Farina D., Mesin L., Martina S., Merletti R. (2004) *Comparison of special filter selectivity in surface myoelectric signal detection: influence of the volume conductor model.* Med. Biol. Eng. Comput., 42:114-120.
- Gelli F., Del Santo F., Popa T., Mazzocchio R., Rossi A. (2007) *Factors influencing the relation between corticospinal output and muscle force during voluntary contractions.* Eur. J. Neurosci., 25:3469-3475.

Gerdle B., Henriksson-Larsen K., Lorentzon R., Wretling M. L. (1991) *Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fiber type*. Acta Physiol. Scand., 142:457-465.

Gerdle B., Karlsson S., Crenshaw A.G., Elert J., Fridén J. (2000) *The influence of muscle fiber proportions and areas upon EMG during maximal dynamic knee extension*. Eur. J. Appl. Physiol., 81(1-2):2-10.

González-Izal M., Rodríguez-Carreño I., Malanda A., Mallor-Giménez F., Navarro-Amézqueta I., Gorostiaga E.M., Izquierdo M. (2010) *EMG wavelet-based indices predicts muscle power loss during dynamic contractions*. J. Electromyogr. Kinesiol., 20:1097-1106.

Hostens I., Seghers J., Spaepen A., Ramon H. (2004) *Validation of the wavelet spectral estimation technique in Biceps Brachii and Brachioradialis fatigue assessment during prolonged low-level static and dynamic contractions*. J. Electromyogr. Kinesiol., 14: 205-215.

Inbar G.F., Allin J., Paiss O., Kranz H. (1986) *Monitoring surface EMG spectral changes by the zero crossing rate*. Med. Biol. Eng. Comput., 24(1):10-18.

Kaplanis P.A., Pattichis C.S., Hadjileontiadis L.J., Roberts V.C. (2009) *Surface EMG analysis on normal subjects based on isometric voluntary contraction*. J. Electromyogr. Kinesiol., 19:157-171.

Kopeć J. (2008) *Zasady działania aparatury elektromiograficznej. Metody rejestracji i analizy sygnałów EMG*. [W:] Neurofizjologia kliniczna. Elektromiografia i elektroneurografia. Red. B. Emeryk-Szajewska, M.Niewiadomska-Olska T. I. Medycyna Praktyczna. Kraków, MedPharm. s. 55-67.

Kuiken T.A., Lowery M.M., Stoykov N.S. (2003) *The effect of subcutaneous fat on myoelectric signal amplitude and cross-talk*. Prosthet. Orthot. Int., 27(1):48-54.

Lehman G.J. (2002) *Clinical considerations in the use of surface electromyography: three experimental studies*. J. Manipulative Physiol. Ther., 25(5):293-299.

Linnamo V., Strojnik V., Komi P.V. (2001) *Electromyogram power spectrum and features of the superimposed maximal M-wave during voluntary isometric actions in humans at different activation levels*. (2001) Eur. J. Appl. Physiol., 2001; 86(1):28-33.

Lowery M.M., Stoykov N.S., Dewald J.P., Kuiken T.A. (2004) *Volume conduction in an anatomically based surface EMG model*. IEEE Trans. Biomed. Eng., 51(12):2138-2147.

Masuda T., De Luca C.J. (1991) *Recruitment threshold and muscle fiber conduction velocity of single motor units*. J. Electromyogr. Kinesiol., 1:116-123.

- Mathiassen S.E., Winkel J., Hagg G.M. (1995) *Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies-A review*. J. Electromyogr. Kinesiol., 5(4):197-226.
- Mathur S., Eng J.J., MacIntyre D.L. (2005) *Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps*. J. Electromyogr. Kinesiol., 15:102-110.
- Mazurkiewicz P. (2005) *Zastosowanie wielorozdzielczej analizy sygnału do opisu aktywności mięśnia podczas chodu*. BAMS., 1(1-2):171-174.
- Mirka G.A. (1991) *The quantification of EMG normalization error*. Ergonomics., 34(3):343-52.
- Moritz C.T., Barry B.K., Pascoe M.A., Enoka R.M. (2005) *Discharge Rate Variability Influences the Variation in Force Fluctuations Across the Working Range of a Hand Muscle*. J. Neurophysiol., 93(5):2449-2459.
- Mulder E.R., Gerrits K.H.L., Kleine B.U., Rittweger J., Felsenberg D., de Haan A., Stegeman D.F. (2009) *High-density surface EMG study on the time course of central nervous and peripheral neuromuscular changes during 8 weeks of bed rest with or without resistive vibration exercise*. J. Electromyogr. Kinesiol., 19:208-218.
- Perotto A.O. (2005) *Anatomic guide for the electromyographer – the limbs and trunk*. Illinois, Thomas.
- Pincivero D.M., Campy R., Salfetnicov Y., Bright A., Coelho A.J. (2001) *Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris*. J. Appl. Physiol. 90:804-810.
- Roman-Liu D. (2016) *The influence of confounding factors on the relationship between muscle contraction level and MF and MPF values of EMG signal: a review*. Int. J. Occup. Saf. Ergon. (JOSE).
- Roman-Liu D., Konarska M. (2009) *Characteristics of Power spectrum density function of EMG during muscle contraction below 30% MVC*. J. Electromyogr. Kinesiol., 19(5): 864-874.
- Solomonow M., Baten C., Smith J., Baaratta R., Hermens H., D'Ambrosia R., Shoji H. (1990) *Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies*. Eur. J. Appl. Physiol., 68:1177-1185.
- Spairani L., Barbero M., Cescon C., Combi F., Gemelli T., Giovanetti G., Magnani B., D'Antona G. (2012) *An electromyographic study of the vastii muscles during open and closed kinetic chain submaximal isometric exercises*. Int. J. Sports Phys. Ther., 7(6):617-626.

Staudenmann D., Roeleveld K., Stegeman DF., van Dieën J.H. (2010) *Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation – a tutorial and review*. J. Electromyogr. Kinesiol., 20(3):375-387.

Vannozzi G., Conforto S., D'Alessio T. (2010) *Automatic detection of surface EMG activation timing using a wavelet transform based method*. J. Electromyogr. Kinesiol., 20:767-772.

Vukova T., Vydevska-Chichova M., Radicheva N. (2008) *Fatigue-induced changes in muscle fiber action potentials estimated by wavelet analysis*. J. Electromyogr. Kinesiol., 18(3):397-409.

Wawrzyniak K. (2005) *Analiza czasowo-częstotliwościowa akustycznych obrazów falowych za pomocą transformaty falkowej*. Geologia, 31(3-4):309-335.

Westbury J., Shaughnessy R. (1987) *Association between spectral representation of the surface electromyogram and fiber type distribution and size in human masseter muscle*. Electromyogr. Clin. Neurophysiol., 27:427-453.

Zieliński T.P. (2009) *Cyfrowe przetwarzanie sygnałów. Od teorii do zastosowań*. Warszawa, WKŁ.

VII. Wybrane metody oceny obciążenia zewnętrznego

VII.1. Dane wejściowe w metodach oceny obciążenia zewnętrznego

W najczęściej stosowanych metodach oceny obciążenia zewnętrznego wykorzystywane są parametry opisujące podstawowe czynniki biomechaniczne determinujące obciążenie mięśniowo-szkieletowe. Parametry te definiują pozycję ciała, wywierane siły oraz sekwencje czasu odnoszące się do wywieranej siły przy danej pozycji ciała lub tylko do pozycji ciała. Zazwyczaj pojedyncza sekwencja czasu odnosi się do czasu trwania pojedynczej czynności pracy (rozdz. IV).

Wśród najczęściej stosowanych metod oceny obciążenia zewnętrznego można wymienić: OWAS (Karhu i in., 1977; 1981), RULA (McAtamney i Corlett, 1993) i REBA (Hignett i McAtamney, 2000), a także NIOSH (Waters i in., 1993), OCRA (Occhipinti 1998) i LUBA (Kee i Karwowski, 2001). Metody takie jak SHIFTRISK (Roman-Liu i Tokarski, 2013) i 3DSSPP (Chaffin i Andersson, 1991; <http://umich.edu/~ioe/3DSSPP/download.html>), które zostały zaimplementowane jako programy komputerowe, również należą do grupy metod umożliwiających stosunkowo prostą ocenę obciążenia mięśniowo-szkieletowego na podstawie parametrów opisujących czynniki biomechaniczne.

Metody różnią się pod względem realizacji poszczególnych etapów oceny, jednakże we wszystkich ocena opiera się na parametrach odnoszących się do podstawowych czynników biomechanicznych (pozycji ciała, siły i czasu), chociaż w różny sposób. Na podstawie właściwego dla danej metody zestawu parametrów, będących danymi wejściowymi, przeprowadzana jest ocena obciążenia bądź ryzyka rozwoju MSDs. Zestaw parametrów zależy od dokładności modelu ciała człowieka przyjętego do zdefiniowania położenia poszczególnych członów oraz od tego, ile spośród tych trzech czynników jest uwzględnianych. W niektórych metodach uwzględnia się parametry opisujące tylko dwa spośród trzech czynników

biomechanicznych. Metoda LUBA służy do oceny obciążenia tylko na podstawie pozycji ciała z uwzględnieniem maksymalnego czasu utrzymywania tej pozycji, natomiast w metodzie 3DSSPP do oceny obciążenia uwzględnia się tylko pozycję ciała i siłę podnoszenia. W metodach RULA i REBA ocena dotyczy pozycji ciała z uwzględnieniem wywieranej siły oraz charakteru pracy.

Dane wejściowe, czyli parametry charakteryzujące czynniki biomechaniczne, są w postaci konkretnych wartości bądź zakresów wartości. Jednakże pozycja ciała jest oceniana także jakościowo na podstawie obserwacji lub pośrednio na podstawie organizacji przestrzennej stanowiska pracy. Podobnie wywierana siła może być oceniana na podstawie oceny subiektywnej. W niektórych spośród tych metod dane wejściowe transponowane są na wartości odpowiednich kodów, liczbę punktów bądź wartości współczynników, które następnie służą do oceny z zastosowaniem tabel lub zależności matematycznych.

VII.1.1. Parametry opisujące pozycję ciała

Pozycja ciała jest definiowana wielkościami kątów w stawach pomiędzy członami ciała zaangażowanymi w wykonywanie czynności. Jednakże w niektórych z rozpatrywanych metod definiuje się ją w sposób pośredni bądź jakościowy. Sposoby definiowania danych wejściowych pozycji ciała w różnych metodach przedstawiono na rysunku VII-1.



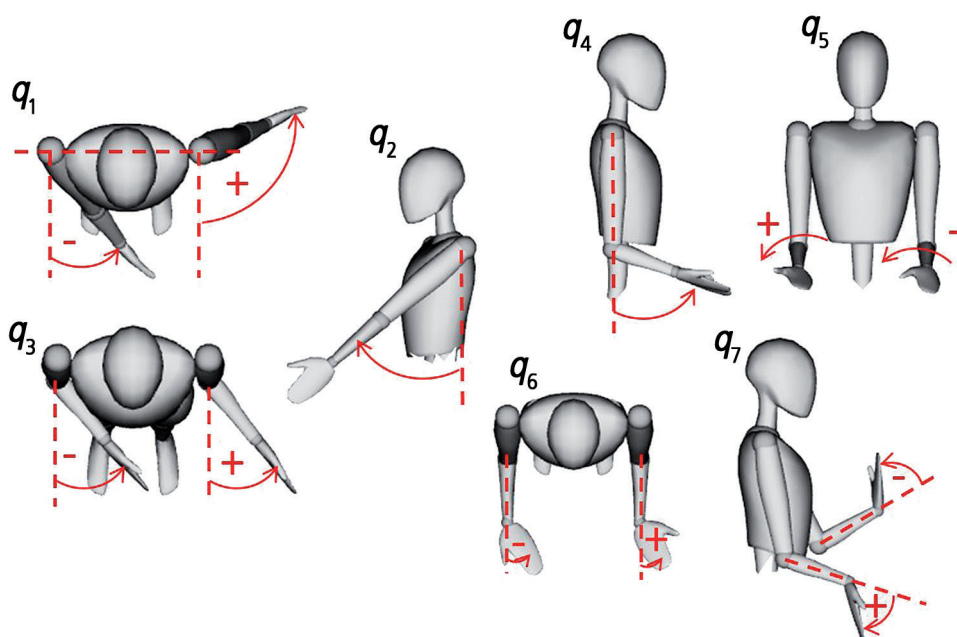
Rys. VII-1. Sposób definiowania danych wejściowych dotyczących położenia członów ciała w różnych metodach oceny obciążenia zewnętrznego

Metody, w których parametry opisujące pozycję ciała są oparte na wielkościach kątów (SHIFTRISK, 3DSSPP)

W przypadku danych ilościowych odpowiadających wielkościom kątów w stawach, służących do zdefiniowania pozycji ciała, metody oceny obciążenia

zewnętrznego zazwyczaj opierają się na uproszczonym modelu ciała człowieka, odwzorowującym położenia kończyn górnych, pleców, głowy i kończyn dolnych. Najdokładniejsze zdefiniowanie pozycji ciała, i co za tym idzie największa liczba danych wejściowych odpowiadających wielkościom kątów w stawach, występuje w metodach SHIFTRISK i 3DSSPP.

W metodzie SHIFTRISK opisywane jest położenie kończyn górnych, kręgosłupa i kończyn dolnych. Położenie kończyny górnej opisuje się zgodnie z zasadą przyjętą w metodzie ULRA (Roman-Liu, 2007; Roman-Liu i in., 2013) wielkościami siedmiu kątów ($q_1, q_2, q_3, q_4, q_5, q_6, q_7$) odnoszących się do odwodzenia/przywodzenia ramienia (q_1), zginania/prostowania ramienia (q_2), obrotu ramienia (q_3), zgięcia w łokciu (q_4), pronacji/supinacji (q_5), odwodzenia/przywodzenia nadgarstka (q_6) oraz zginania/prostowania nadgarstka (q_7) (rys. VII-2).

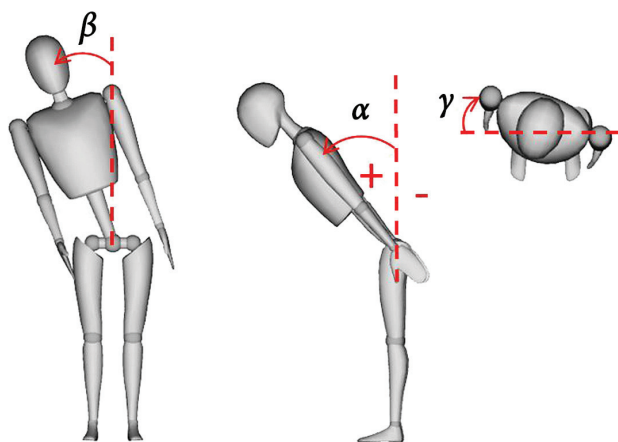


Rys. VII-2. Dane wejściowe przyjęte w metodzie SHIFTRISK definiujące położenie kończyn górnych

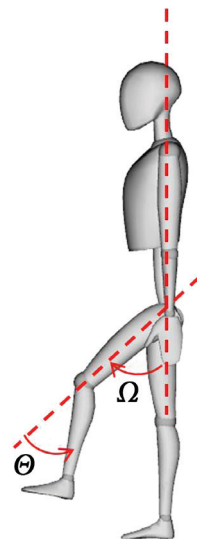
Pozycję kręgosłupa określa kąt położenia głowy (szyja) oraz kąt położenia kręgosłupa w części lędźwiowej (plecy). Położenie zarówno części lędźwiowej, jak i szyjnej jest definiowane w odniesieniu do trzech płaszczyzn (rys. VII-3). W przypadku części lędźwiowej pleców istotne są położenie pleców (z uwzględnieniem wielkości kątów: w płaszczyźnie strzałkowej – α , czołowej – β i poprzecznej – γ)

oraz zmienna opisująca rodzaj pozycji (stojąca, siedząca z podparciem, siedząca bez podparcia). Położenie części szyjnej kręgosłupa jest definiowane, bez zróżnicowania na siedzącą lub stojącą pozycję ciała. Położenie szyi jest zatem opisywane przez kąt pochylenia (τ), zginania (φ) i skrętu (χ) szyi.

Położenie kończyn dolnych jest określane tylko w odniesieniu do płaszczyzny strzałkowej. Uwzględniono kąt w stawie biodrowym (Ω) i kąt w stawie kolanowym (θ), (rys. VII-4).

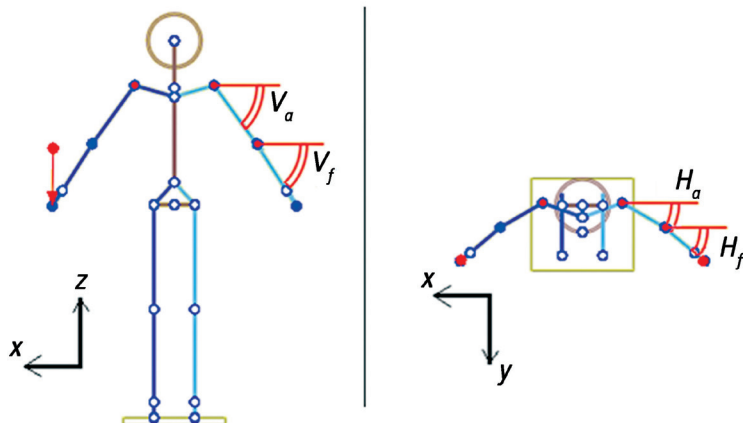


Rys. VII-3. Dane wejściowe przyjęte w metodzie SHIFTRISK definiujące położenie pleców



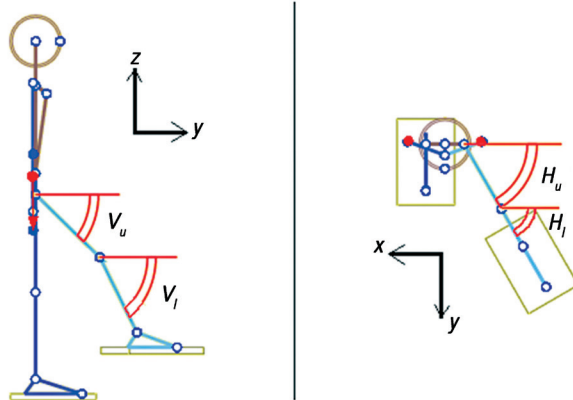
Rys. VII-4. Dane wejściowe przyjęte w metodzie SHIFTRISK definiujące położenie kończyny dolnej w płaszczyźnie strzałkowej

W podobny sposób jak w metodzie SHIFTRISK położenie członów ciała jest definiowane w metodzie i programie komputerowym 3DSSPP. Jednakże dodatkowo występuje możliwość uwzględnienia kąta pochylenia i kąta skrętu miednicy. Ważną różnicą między tymi dwoma metodami jest także to, że w metodzie 3DSSPP poszczególne kąty położenia członów ciała są definiowane w odniesieniu tylko do dwóch płaszczyzn – pionowej (V) i poziomej (H). Płaszczyzna pozioma odpowiada płaszczyźnie poprzecznej, a płaszczyzna pionowa, w zależności od członów, których położenie jest określane, odpowiada płaszczyźnie strzałkowej bądź czołowej. Położenie kończyny górnej jest definiowane wartościami następujących kątów: położenia ramienia w płaszczyźnie czołowej (V_a) i poprzecznej (H_a) oraz przedramienia w płaszczyźnie czołowej (V_p) i poprzecznej (H_p), (rys. VII-5).



Rys. VII-5. Definiowanie położenia kończyny górnej w metodzie 3DSSPP

W przypadku definiowania położenia kończyn dolnych uwzględniono dwie płaszczyzny – strzałkową i poprzeczną. Określane są kąty w stawie biodrowym i stawie kolanowym: kąt położenia uda (V_u , H_u) i kąt położenia podudzia (V_l , H_l). Położenie stopy jest definiowane wartościami kątów w płaszczyźnie strzałkowej i poprzecznej.



Rys. VII-6. Definiowanie położenia kończyny dolnej w metodzie 3DSSPP

W metodzie 3DSSPP przyjęto inną konotację wartości kątów położenia niż ta przyjmowana powszechnie, tzn.: wartości zerowe wszystkich kątów definiujących położenie występują w położeniu naturalnym. Porównanie między metodą SHI-FTRISK, prezentującą wartości kątów zgodnie z zasadą położenia naturalnego dla zerowych wartości kątów, a metodą 3DSSPP przedstawiono w tabeli VII-1.

Tabela VII-1. Kąty definiujące położenie członów ciała dla pozycji naturalnej w metodzie 3DSSPP w porównaniu z wielkościami przyjętymi w metodzie SHIFTRISK

Położenie członów ciała	SHIFTRISK		3DSSPP		Zależność pomiędzy wielkościami kątów
	*	wielkość, stopnie	+	wielkość, stopnie	
Zginanie szyi w płaszczyźnie strzałkowej	τ	0	$D\tau$	90	$\tau = D\tau - 90$
Zginanie szyi w płaszczyźnie czołowej	φ	0	$D\varphi$	0	$\varphi = D\varphi$
Zginanie szyi w płaszczyźnie poprzecznej	χ	0	$D\chi$	0	$\chi = D\chi$
Zginanie pleców w płaszczyźnie strzałkowej	α	0	$D\alpha$	90	$\alpha = D\alpha - 90$
Zginanie pleców w płaszczyźnie czołowej	β	0	$D\beta$	0	$\beta = D\beta$
Zginanie pleców w płaszczyźnie poprzecznej	γ	0	$D\gamma$	0	$\gamma = D\gamma$
Odwodzenia/przywodzenia ramienia	q_1	0	Ha	90	$q_1 = Ha + 90$
Zginania/prostowania ramienia	q_2	0	Va	- 90	$q_2 = Va + 90$
Obrót ramienia	q_3	0	Hf	90	$q_3 = Hf$
Zgięcia w łokciu	q_4	0	Vf	- 90	$q_4 = Va - Vf $
Zginanie w stawie biodrowym	Ω	0	Vu	- 90	$\Omega = Vu + 90$
Zginanie w stawie kolanowym	θ	0	Vl	- 90	$\theta = 90 + \Omega - Vl $

* – oznaczenie kątów w metodzie SHIFTRISK; + – oznaczenie kątów w metodzie 3DSSPP.

Metody, w których parametry opisujące pozycję ciała są oparte na zakresach wielkości kątów (RULA, REBA, OCRA, LUBA)

W metodach RULA (McAtamney i Corlett 1993), REBA (Hignett i McAtamney 2000), LUBA (Kee i Karwowski 2001) oraz OCRA (Occhipinti, 1998) w celu zdefiniowania położenia członów ciała określa się zakresy wielkości kąta w odpowiednim stawie.

W metodach RULA i REBA rozpatrywane są zakresy wielkości kątów w płaszczyźnie strzałkowej. Następnie tak określone położeniu nadawany jest odpowiedni kod podstawowy zależny od zakresu położenia kąтового. Odchyleniu kątowemu w innych płaszczyznach przypisywany jest kod dodatkowy. Zakresy wielkości kątów i odpowiadające im kody nadawane dla położenia kończyny górnej przedstawiono w tabeli VII-2.

Tabela VII-2. Zakresy wielkości kątów położenia ramienia, przedramienia i ręki oraz odpowiadające im kody przyjęte w metodzie RULA i REBA (wielkość kąta wynosi 0° dla położenia naturalnego)

*	Położenie członów ciała	RULA		REBA		Kod dotyczy	
		zakres kąta, stopnie		zakres kąta, stopnie			
			kod kq_2		kod kq_2		
$q_2 (+)$	Zginanie ramienia	0 – 20	1	0 – 20	1	kod ramienia (Ca)	
		20 – 45	2	20 – 45	2		
		45 – 90	3	45 – 90	3		
		> 90	4	> 90	4		
$q_2 (-)$	Prostowanie ramienia	0 – 20	1	0 – 20	1		
		> 20	2	> 20	2		
		kod dodatkowy ramienia					
Jeżeli bark podniesiony, to		+1			+1		
Jeżeli ramię odwiedzione, to		+1			+1		
Jeżeli ramię podparte, to		–1			–1		
			kod kq_4		kod kq_4		
q_4	Zginanie w łokciu	0 – 60	2	0 – 60	2	kod przedramienia (Cf)	
		60 – 100	1	60 – 100	1		
		> 100	2	> 100	2		
		kod dodatkowy przedramienia					
Jeżeli przedramię odwiedzione na zewnątrz to		+1		–			
Jeżeli przedramię przecina oś ciała to		+1		–			
			kod kq_6		kod kq_6		
$q_7 (+)$	Zginanie w nadgarstku	0	1	0 – 15	1	kod ręki (Cw)	
		0 – 15	2				
		> 15	3	> 15	2		
$q_7 (-)$	Prostowanie w nadgarstku	0 – 15	2	0 – 15	1		
		> 15	3	> 15	2		
		kod dodatkowy nadgarstka					
Jeżeli występuje odchylenie w nadgarstku, to		+1			+1		
		kod kq_5			kod kq_5		
$q_5 (+)$	Supinacja przedramienia	#	1	–	–	kod skrepu	
$q_5 (-)$	Pronacja przedramienia	#	1	–	–		
$q_5 (+)$	Supinacja przedramienia	\$	2	–	–		
$q_5 (-)$	Pronacja przedramienia	\$	2	–	–		

* – oznaczenie kątów (tak jak w metodzie SHIFTRISK); # – kąt do połowy zakresu; \$ – kąt powyżej połowy zakresu.

Zdefiniowanie położenia całej kończyny górnej odbywa się przez połączenie kodów położenia poszczególnych jej członów w jedną kategorię położenia. Na podstawie wartości kodów ramienia (Ca), przedramienia (Cf) i ręki (Cw) oraz w przypadku metody RULA kodu skrętu przedramienia określana jest kategoria położenia A w metodzie RULA i kategoria położenia B w metodzie REBA. W tym celu stosuje się tabele (tab. VII-3a i b).

Tabela VII-3. Tabele łączące kody ramienia, przedramienia i ręki w celu uzyskania: a) kategorii położenia A metody RULA; b) kategorii położenia B metody REBA

a)

RULA – kategoria położenia A									
kod ramienia (Ca)	kod przedram. (Cf)	kod ręki (Cw)							
		1		2		3		4	
		kod skrętu nadgarstka		kod skrętu nadgarstka		kod skrętu nadgarstka		kod skrętu	
		1	2	1	2	1	2	1	2
1	1	1	2	2	2	2	3	3	3
	2	2	2	2	2	3	3	3	3
	3	2	3	3	3	3	3	4	4
2	1	2	3	3	3	3	4	4	4
	2	3	3	3	3	3	4	4	4
	3	3	4	4	4	4	4	5	5
3	1	3	3	4	4	4	4	5	5
	2	3	4	4	4	4	4	5	5
	3	4	4	4	4	4	5	5	5
4	1	4	4	4	4	4	5	5	5
	2	4	4	4	4	4	5	5	5
	3	4	4	4	5	5	5	6	6
5	1	5	5	5	5	5	6	6	7
	2	5	6	6	6	6	7	7	7
	3	6	6	6	7	7	7	7	8
6	1	7	7	7	7	7	8	8	9
	2	8	8	8	8	8	9	9	9
	3	9	9	9	9	9	9	9	9

b)

REBA – kategoria położenia B				
kod ramienia (Ca)	kod przedram. (Cf)	kod ręki (Cw)		
		1	2	3
1	1	1	1	2
	2	1	2	3
2	1	1	2	3
	2	2	3	4
3	1	3	4	5
	2	4	5	5
4	1	4	5	5
	2	5	6	7
5	1	6	7	8
	2	7	8	8
6	1	7	8	8
	2	8	9	9

Ocenie podlega także położenie głowy (szyi), tułowia (pleców) oraz nóg. W przypadku pochylenia głowy między metodami RULA i REBA występują pewne różnice w przyjętych zakresach wielkości kąta i odpowiadających im kodach położenia. W metodzie RULA występują cztery zakresy dla wielkości kąta pochylenia głowy, podczas gdy w metodzie REBA trzy. W obu metodach uwzględniono takie same zakresy wielkości kątów definiujących położenie pleców, dla których nadawane są takie same wartości kodów. W tabeli VII-4 przedstawiono wartości kodów położenia części lędźwiowej pleców (plecy), części szyjnej (szyja) i kończyn dolnych dla obydwu metod. Na podstawie uzyskanych kodów położenia szyi (Cn), pleców (Cb) i nóg (Cl) określana jest kategoria położenia B w metodzie RULA i kategoria położenia A w metodzie REBA, z zastosowaniem tabel VII-5a i b. Kategoria położenia A oraz kategoria położenia B definiują położenie ciała i w dalszych krokach oceny są wykorzystywane do oceny obciążenia zarówno w metodzie RULA, jak i REBA.

Tabela VII-4. Zakresy wielkości kątów położenia części lędźwiowej kręgosłupa (plecy), części szyjnej (szyja) i kończyn dolnych oraz odpowiadające im kody przyjęte w metodzie RULA i REBA (wielkość kąta wynosi 0° dla położenia naturalnego)

*	Położenie członów ciała	RULA		REBA		Kod dotyczy	
		zakres kąta, stopnie		zakres kąta, stopnie			
			kod ka		kod ka		
α (+)	Zginanie pleców	0	1	0	1	kod pleców (Cb)	
		0 – 20	2	0 – 20	2		
		20 – 60	3	20 – 60	3		
		> 60	4	> 60	4		
α (–)	Prostowanie pleców	–	–	0 – 20	2		
			> 20	3			
			kod dodatkowy pleców				
Jeżeli występuje zginanie czołowe pleców, to			+1		+1		
Jeżeli występuje obrót pleców, to			+1		+1		
			kod k τ		kod k τ		
τ (+)	Zginanie szyi	0 – 10	1	0 – 20	1	kod szyi (Cn)	
		10 – 20	2	> 20	2		
		> 20	3				
τ (–)	Prostowanie szyi	< 0	4	< 0	2		
		kod dodatkowy szyi					
Jeżeli występuje zginanie czołowe szyi, to			+1		+1		
Jeżeli występuje obrót szyi, to			+1		+1		
			kod θ		kod k θ		
Stanie na dwóch nogach, siedzenie, chodzenie			1		1		kod nóg (Cl)
Ciężar rozłożony nierównomiernie lub na jednej nodze			2		2		
			kod dodatkowy nóg				
θ	Kąt w stawie kolanowym	–	–	30 – 60	+1		
			> 60	+2			

* oznaczenie kątów jak w metodzie SHIFTRISK.

Tabela VII-5. Tabele łączące kody głowy, pleców i nóg w celu uzyskania: a) kategorii położenia B metody RULA, b) kategorii położenia A metody REBA

a)

RULA – kategoria położenia B							
kod pleców (Cb)	kod nóg (Ck)	kod szyi (Cn)					
		1	2	3	4	5	6
1	1	1	2	3	5	7	8
	2	3	3	3	5	7	8
2	1	2	2	3	5	7	8
	2	3	3	4	6	7	8
3	1	3	4	4	6	7	8
	2	4	5	5	7	8	8
4	1	5	5	5	7	8	8
	2	5	5	6	7	8	9
5	1	6	6	6	7	8	9
	2	6	7	7	7	8	9
6	1	7	7	7	8	8	9
	2	7	7	7	8	8	9

b)

REBA – kategoria położenia A				
kod pleców (Cb)	kod nóg (Ck)	kod szyi (Cn)		
		1	2	3
1	1	1	1	3
	2	2	2	3
	3	3	3	5
	4	4	4	6
2	1	2	3	4
	2	3	4	5
	3	4	5	6
	4	5	6	7
3	1	2	4	5
	2	4	5	6
	3	5	6	7
	4	6	7	8
4	1	3	5	6
	2	5	6	7
	3	6	7	8
	4	7	8	9
5	1	4	6	7
	2	6	7	8
	3	7	8	9
	4	8	9	9

Metoda OCRA (Occhipinti, 1998) służy do oceny obciążenia tylko kończyny górnej zaangażowanej w wykonywanie czynności powtarzalnych. Położenie kończyny jest definiowane kątami pronacji i supinacji przedramienia, zginania/prostowania łokcia, zginania/prostowania oraz przywodzenia/odwodzenia nadgarstka (tab. VII-6). Dla każdego z tych kątów określono wielkości graniczne dzielące położenie na dwa obszary – strefę wygody i strefę zagrożenia. Każdej z tych stref przyporządkowywana jest wartość „współczynnika pozycji ciała” (Po_M). Przy czym wartość ta zależy także od określonego procentowo czasu, przez jaki położenie określone danym zakresem było utrzymywane podczas cyklu pracy. Wartości Po_M odpowiadające zakresom kątów położenia kończyny górnej uwzględnianych w metodzie przedstawiono w tabeli VII-7. Współczynnik Po_M stanowi część składową zależności matematycznej służącej do wyznaczania dopuszczalnej częstości powtórzeń dla ocenianych czynności powtarzalnych.

Tabela VII-6. Wielkości graniczne charakterystycznych kątów definiujących położenie członów kończyny górnej rozgraniczające strefy wygody i zagrożenia w obszarach ciała uwzględnianych w metodzie OCRA

Kąt w stawie	Położenie członów kończyny górnej	Wielkość kąta, stopnie	
$q_5 (+)$	supinacja łokcia	Strefa wygody	Strefa zagrożenia
$q_5 (-)$	pronacja łokcia	< 60	≤
q_4	zginanie/prostowanie łokcia	< 60	≤
$q_6 (+)$	odwodzenie nadgarstka	< 20	≤
$q_6 (-)$	przywodzenie nadgarstka	< 20	≤
$q_7 (+)$	prostowanie nadgarstka	< 45	≤
$q_7 (-)$	zginanie nadgarstka	< 45	≤

Tabela VII-7. Współczynnik pozycji (Po_M) w zależności od czasu utrzymywania położenia kończyny w strefie zagrożenia w metodzie OCRA

Położenie obszarów kończyny górnej w strefie zagrożenia	Udział w cyklu pracy			
	do 24%	25 – 50%	51 – 80%	więcej niż 80%
	Po_M			
Supinacja łokcia LUB/I prostowanie nadgarstka LUB/I zginanie nadgarstka w strefie zagrożenia LUB/I chwyt ręką lub palcami szerokiego przedmiotu	1	0,7	0,6	0,5
Pronacja łokcia LUB/I zginanie łokcia LUB/I odwodzenie/przywodzenie nadgarstka w strefie zagrożenia LUB/I chwyt ręką lub palcami wąskiego przedmiotu ≤ 2 cm	1	1	0,7	0,6

W metodzie LUBA zakresom kątowym odnoszącym się do położenia głównych członów ciała przyporządkowywana jest liczba punktów odpowiadająca poczuciu dyskomfortu, czyli im liczba jest większa tym pozycja ciała jest odczuwana jako bardziej obciążająca (Kee i Karwowski, 2001). W metodzie uwzględniono pozycję ramienia, łokcia i nadgarstka oraz pleców i szyi. Zakresy katowe są zróżnicowane w zależności od tego, czy pozycja ciała jest siedząca, czy stojąca. Jednakże należy podkreślić, iż w odniesieniu do kończyny górnej kody są bardzo podobne dla obu tych pozycji (tab. VII-8 i VII-9).

Tabela VII-8. Zakresy kątowe pozycji ramienia, przedramienia i ręki przyjęte w metodzie LUBA i odpowiadające im strefy dyskomfortu (wielkość kąta wynosi 0° dla położenia naturalnego)

*	Położenie członów kończyny górnej	Zakres, stopnie	Dyskomfort	
			pozycja siedząca	pozycja stojąca
$q_2 (+)$	zginanie ramienia	0 – 45	1	1
		45 – 90	3	3
		90 – 150	6	6
		> 150	11	11
$q_2 (-)$	prostowanie ramienia	0 – 20	1	1
		20 – 45	4	3
		45 – 60	9	6
		> 65	13	10
$q_1 (-)$	przywodzenie	0 – 10	1	1
		10 – 30	2	2
		> 30	8	8
$q_1 (+)$	odwodzenie	0 – 30	1	1
		30 – 90	3	3
		> 90	10	7
$q_3 (-)$	nawracanie	0 – 30	1	1
		30 – 90	2	2
		> 90	7	5
$q_3 (+)$	odwracanie	0 – 10	1	1
		10 – 30	3	2
		> 30	7	5
q_4	zginanie w łokciu	0 – 45	1	1
		45 – 120	2	3
		> 120	5	5
$q_5 (-)$	pronacja	0 – 70	2	2
		> 70	7	7
$q_5 (+)$	supinacja	0 – 90	2	2
		> 90	7	7
$q_7 (-)$	zginanie	0 – 20	1	1
		20 – 60	2	2
		> 60	5	5
$q_7 (+)$	prostowanie	0 – 20	1	1
		20 – 45	2	2
		> 45	7	7

Tabela VII-8, cd.

*	Polożenie członów kończyny górnej	Zakres, stopnie	Dyskomfort	
			pozycja siedząca	pozycja stojąca
$q_6 (+)$	przywodzenie	0 – 10	1	1
		10 – 30	3	3
		> 30	7	7
$q_6 (-)$	odwodzenie łokciowe	0 – 10	1	1
		10 – 20	2	2
		> 20	6	6

* oznaczenie kątów jak w metodzie SHIFTRISK.

Tabela VII-9. Zakresy kątowe położenia części lędźwiowej pleców (plecy) oraz części szyjnej (szyja), przyjęte w metodzie LUBA i odpowiadające im strefy dyskomfortu (wielkość kąta wynosi 0° dla położenia naturalnego)

*	Polożenie członów kończyny górnej	LUBA pozycja siedząca		LUBA pozycja stojąca	
		zakres, stopnie	dyskomfort	zakres, stopnie	dyskomfort
$\alpha (+)$	zginanie pleców	0 – 20	1	0 – 30	1
		20 – 60	3	30 – 60	3
		> 60	10	60 – 90	6
				> 90	12
$\alpha (-)$	prostowanie pleców			0 – 10	1
				10 – 20	4
				20 – 30	8
				> 30	15
β	zginanie boczne	0 – 10	1	0 – 10	1
		10 – 20	3	10 – 20	4
		20 – 30	9	20 – 30	9
		> 30	13	> 30	13
γ	obróć pleców	0 – 20	1	0 – 20	1
		20 – 30	2	20 – 60	3
		30 – 45	7	> 60	10
		> 45	11		
$\tau (+)$	zginanie szyi	0 – 20	1	0 – 20	1
		20 – 45	3	20 – 45	3
		> 45	5	> 45	5

Tabela VII-9, cd.

*	Polożenie członów kończyny górnej	LUBA pozycja siedząca		LUBA pozycja stojąca	
		zakres, stopnie	dyskomfort	zakres, stopnie	dyskomfort
τ (–)	prostowanie szyi	0 – 30	1	0 – 30	1
		30 – 60	6	30 – 60	4
		> 60	12	> 60	9
φ	zginanie boczne szyi	0 – 30	1	0 – 30	1
		30 – 45	3	30 – 45	2
		> 45	10	> 45	7
χ	obróć szyi	0 – 30	1	0 – 30	1
		30 – 60	2	30 – 60	2
		> 60	8	> 60	8

* oznaczenie kątów jak w metodzie SHIFTRISK.

W metodzie LUBA wynik całkowitej oceny pozycji ciała uzyskuje się przez sumowanie ocen (punktów) przyporządkowanych poszczególnym obszarom. Obciążenie całkowite jest wyrażane wskaźnikiem obciążenia pozycją ciała W (VII-1):

$$W = \sum_{j=1}^n \sum_{i=1}^{m_j} S_{ij} \quad (\text{VII-1})$$

gdzie:

i – i -ty stopień swobody stawu

j – j -ty staw

n – liczba zaangażowanych stawów

m_j – liczba ruchów w j -tym stawie

S_{ij} – relatywna ocena dyskomfortu i -tego stopnia swobody w j -tym stawie

($S_{ij} = 0$, gdy relatywna ocena dyskomfortu jest równa 1).

Metody, w których parametry opisujące pozycję ciała są definiowane jakościowo (OWAS)

Pozycja ciała jest definiowana jakościowo, gdy granice zakresu położenia w stawie nie są określane wielkościami kąta, a jedynie według opinii obserwatora przeprowadzającego ocenę obciążenia. W metodzie OWAS (Karhu i in.,

1977; 1981) rozpatrywane są położenia pleców, ramion i kończyn dolnych (nóg) ze zróżnicowaniem między naturalną pozycją ciała i odchyleniem od tej pozycji. Jakościowa ocena położenia skutkuje nadaniem kodu o określonej wartości w zależności od pozycji pleców, ramion i nóg. Kod położenia pleców może przybierać wartości od 1 do 4. Plecy mogą być wyprostowane (kod 1), zgięte do przodu (kod 2), skręcone (kod 3) lub zgięte i skręcone (kod 4). Położeniu ramion odpowiadają kody od 1 do 3. Ramiona mogą być zaklasyfikowane jako: obydwa poniżej stawu ramiennego (kod 1), jedno ramię powyżej i jedno poniżej stawu ramiennego (kod 2) oraz obydwa powyżej stawu ramiennego (kod 3). Kody położenia kończyn dolnych (nóg) mają wartości od 1 do 7. Uwzględniana jest pozycja siedząca (kod 1), pozycja stojąca z nogami wyprostowanymi (kod 2), stojąca z jedną nogą wyprostowaną (kod 3), stojąca z nogami zgiętymi (kod 4), stojąca z jedną nogą zgiętą (kod 5), klęk na jednym lub obu kolanach (kod 6) i chodzenie (kod 7). Oznacza to, że pozycja ciała jest zdefiniowana wartościami trzech kodów, które po uzupełnieniu kodem siły stanowią podstawę oceny obciążenia. Na rysunku VII-7 przedstawiono pozycję, dla której kod pozycji ciała wynosi 2 (plecy), 1 (ramiona) i 4 (nogi).



Rys. VII-7. Pozycja ciała zdefiniowana zgodnie z metodą OWAS trzycyfrowym kodem 214 (2 – kod pleców, 1 – kod ramion, 4 – kod nóg)

Metody, w których parametry opisujące pozycję ciała są określane w sposób pośredni (NIOSH)

W metodzie NIOSH pozycja ciała jest charakteryzowana pośrednio, przez wymiary stanowiska pracy (Waters, 1993; PN-EN 1005-2). Parametry

charakteryzujące pozycję ciała odnoszą się do położenia środka ciężkości podnoszonego przedmiotu, zarówno względem pracownika (oś ciała), jak stanowiska pracy (podłoga), (rys. VII-8).



Rys. VII-8. Parametry wpływające na pozycję ciała podczas podnoszenia: a) położenie poziome, pionowe oraz przemieszczenie pionowe; b) kąt asymetrii (PN-EN 1005-2); V – położenie pionowe; H – położenie poziome; D – przemieszczenie pionowe; c) A – kąt skrętu ciała

Pozycja ciała jest definiowana czterema parametrami opisującymi położenie podnoszonego ładunku. Do parametrów tych należy początkowa wysokość podnoszonego ładunku (w cm), określana jako położenie pionowe (V) będące pionową odległością punktów środkowych dłoni od podłogi. W płaszczyźnie poziomej określone jest położenie poziome (H), definiowane jako pozioma odległość pomiędzy punktami środkowymi dłoni a punktem środkowym pomiędzy kostkami stóp. Wpływ na pozycję ciała pracownika ma także przemieszczenie przedmiotu w pionie, określone jako przemieszczenie pionowe (D), będące wartością bezwzględną różnicy między położeniami pionowymi na początku i na końcu podnoszenia. Kolejnym parametrem mającym wpływ na pozycję ciała jest kąt asymetrii (A), który jest kątem definiowanym w płaszczyźnie poprzecznej. Wartości definiujące parametry określające w sposób pośredni położenie ciała są transponowane na wartości współczynników. Zależności matematyczne wyrażające współczynniki definiujące pozycję ciała jako funkcję tych parametrów przedstawiono w tabeli VII-10. Współczynniki odnoszące się do pozycji ciała stanowią podstawę do obliczenia wartości dopuszczalnej masy zgodnie z zależnością NIOSH.

Tabela VII-10. Współczynniki pozycji ciała w metodzie NIOSH obliczane w zależności od wartości parametrów definiujących położenie ciała w sposób pośredni (Waters, 1993; PN-EN 1005-2)

Parametr definiujący w sposób pośredni pozycję ciała	Współczynniki pozycji ciała
Współczynnik wysokości początkowej położenia przedmiotu (V_M), cm	$V_M = 1 - 0,003 V - 75 $
Współczynnik różnicy wysokości pomiędzy początkowym i końcowym położeniem przedmiotu (D_M), cm	$D_M = 0,82 + 4,5/D$
Współczynnik odległości miejsca chwytu przedmiotu od osi ciała (H_M), cm	$H_M = 25/H$
Współczynnik kąta asymetrii – kąt skrętu tułowia podczas podnoszenia (A_M), stopnie	$A_M = 1 - (0,0032 \cdot A)$

VII.1.2. Parametry definiujące wywieraną siłę

Metody różnią się także ze względu na sposób definiowania siły wywieranej podczas kolejnych czynności pracy. Zasadniczo siła powinna być definiowana przez jej wartość i typ. Jednakże w większości metod uwzględnia się ją w sposób uproszczony, a w metodzie LUBA obciążenie zależy tylko od pozycji ciała, czyli siła w ocenie obciążenia nie jest uwzględniana. Sposoby uwzględniania siły zastosowane w poszczególnych metodach przedstawiono na rys. VII-9.

**Rys. VII-9.** Sposoby określania danych wejściowych siły wywieranej podczas pracy, przyjęte w różnych metodach oceny obciążenia zewnętrznego

Metody, w których parametry definiujące siłę są oparte na wartościach (3DSSPP, SHIFTRISK)

W metodach 3DSSPP i SHIFTRISK jako dane wejściowe siły przyjmowane są wartości wywieranych sił. W metodzie 3DSSPP uwzględnia się siłę podnoszenia związaną z ręcznym transportem ładunków. Do obliczeń przyjmowana jest wartość

bezwzględna siły przyłożonej do środka dłoni, odpowiadającej ciężarowi podnoszonego ładunku. W metodzie SHIFTRISK uwzględnia się siły zewnętrzne wywierane tylko mięśniami kończyny górnej oraz siły wywierane mięśniami całego ciała, a także siłę kończyny dolnej typu nacisk na pedał. W ocenie obciążenia brana jest także pod uwagę siła obciążenia szyi wynikająca z ciężaru głowy. W przypadku wywierania sił kończynami uwzględniony jest także obszar pleców z podziałem na siedzącą i stojącą pozycję ciała. Istotnym elementem w ocenie obciążenia metodą SHIFTRISK jest przedstawienie sił jako wartości względnych, określanych jako $\%MVC$. Wartość ta oznaczona RF (ang. *relative force*) jest uzyskiwana jako stosunek siły wywieranej podczas danej czynności pracy do wartości siły maksymalnej uzyskanej dla takiego samego położenia zaangażowanych członów ciała i takiego samego typu siły. Zatem w metodzie SHIFTRISK do oceny obciążenia wykorzystywane są następujące parametry charakteryzujące czynnik siły (rys. VII-10): siła względna obciążenia kończyny górnej (RF_{kon}), siła względna obciążenia szyi (RF_{szy}) oraz siła względna obciążenia kończyny dolnej (RF_{nog}), siła względna obciążenia pleców, gdy czynności są wykonywane tylko kończynami górnymi (RF_{plec}), siła obciążenia pleców, gdy czynności są wykonywane całym ciałem (RF_{ple}).



Rys. VII-10. Siły uwzględniane w metodzie SHIFTRISK do oceny obciążenia mięśniowo-szkieletowego i ryzyka rozwoju MSDs

Wartość RF dla każdej czynności pracy może być uzyskana w wyniku pomiarów wartości siły wywieranej podczas czynności pracy i siły określającej maksymalne możliwości pracownika. Bardzo często wartość siły wywieranej podczas danej czynności jest parametrem związanym ze stanowiskiem lub procesem pracy, co oznacza, że wartości bezwzględne wywieranych sił są dostępne w dokumentacji stanowiska lub procesu pracy. W celu uzyskania wartości siły względnej możliwe

jest odniesienie wartości siły potrzebnej do wykonania czynności pracy do wartości siły maksymalnej obliczonej z wykorzystaniem określonych zależności matematycznych wyrażających wartość siły maksymalnej danego typu jako funkcję kątów definiujących położenie określonych członów ciała (Roman-Liu i Tokarski, 2013) lub odniesienie siły obciążającej określony obszar ciała do wartości granicznej. Takie rozwiązanie ogranicza pracochłonność oceny obciążenia.

Siły wywierane kończyną górną są istotnym elementem obciążenia. Aktywności siłowe, w których zaangażowane są tylko mięśnie kończyny górnej, zostały zdefiniowane zgodnie z założeniami metody ULRA (Roman-Liu, 2007; Roman-Liu i in., 2013) w taki sposób, aby odzwierciedlone zostały typowe, najczęściej wykonywane czynności pracy. Wśród aktywności siłowych kończyny górnej wyróżniono wykonywanie czynności manipulacyjnych, takich jak np. ścisk ręki lub chwyt palcami. Wśród chwytów palcami uwzględniono najbardziej powszechne chwyt, czyli chwyt szczypcowy (ang. *tip pinch*), chwyt palcowy (ang. *palmar pinch*) oraz chwyt boczny (ang. *lateral pinch*). Innymi często występującymi na stanowisku pracy typami aktywności siłowej są siły pchania, czyli siła związana z koniecznością przemieszczenia przedmiotu działająca od siebie wzdłuż osi nadgarstka (konieczność wywierania siły np. podczas pracy wiertarką) oraz siła (moment siły) odwracania i nawracania (wkręcanie i odkręcanie). Zazwyczaj jedna określona czynność pracy wiąże się z kilkoma typami aktywności siłowej. Zatem ocena wymaga zsumowania oddziałujących sił, co jest możliwe, gdy każdy z typów wywieranej siły jest przedstawiony jako wartość względna.

Wartości maksymalne dla danego typu siły i danego położenia, jeżeli nie są znane, mogą być obliczone z zastosowaniem zaimplementowanych w metodzie zależności matematycznych. Ponieważ możliwości siłowe i wartość siły maksymalnej zmieniają się wraz ze zmianą położenia kończyny górnej, a zmiany te różnią się w zależności od typu aktywności siłowej, więc do obliczeń wartości siły maksymalnej przyjęto zależności matematyczne, w których maksymalna siła wywierana mięśniami kończyny górnej jest wyrażana jako funkcja kątów definiujących położenie kończyny (tab. VII-11), (Roman-Liu, 2003a; 2003b; Roman-Liu i Tokarski, 2005).

Jednakże często oprócz podstawowych typów aktywności siłowej konieczna jest także aktywność mięśni w celu zrównoważenia ciężaru trzymanego lub przemieszczanego narzędzia bądź utrzymywania ciężaru kończyny górnej w określonym położeniu. W tabeli VII-11 przedstawiono zależności matematyczne wyrażające wartość siły maksymalnej bez uwzględnienia masy przedmiotów utrzymywanych w ręku, czyli siły ciężkości. Jednak w metodzie SHIFTRISK uwzględnione są również tego typu siły, obliczane jako wartości względne (tab. VII-12).

Tabela VII-11. Zależności matematyczne, uwzględnione w metodzie SHIFTRISK, wyrażające siły maksymalne różnego typu wywierane mięśniami kończyny górnej jako funkcję siedmiu kątów opisujących położenie kończyny

Maksymalna siła ścisku ręki (R_{hand}) = $46[0,12\sin(0,6q_3) + 2][\sin^2(0,6q_7 - 5) - 1,2][\sin^2(q_6) - 1,2]\{[0,6\sin^2(0,7q_2 + 30) + 4,8]$ $[0,5 + \sin(0,1q_1) + \sin(0,2q_3 + 20)] \cos^2[0,8(0,2q_3 + 0,1q_1 + 50)] + 0,6 + 0,4\cos(0,3q_4)\}$
Maksymalna siła chwytu palcami (chwyt szczypcowy R_{tip}) = $0,1F_{hand} + 29,3$
Maksymalna siła chwytu palcami (chwyt palcowy R_{pal}) = $0,14R_{hand} + 37,8$
Maksymalna siła chwytu palcami (chwyt boczny R_{lat}) = $0,17R_{hand} + 33,9$
gdzie: R_{hand} – maksymalna siła ścisku ręki
Maksymalna siła pchania (R_{push}) = $17\{1,5[-\sin^2(0,5q_2 + 50) + 1,8][0,5 + \sin(0,1q_1 + 10) + \sin(0,3q_3 + 40)] \{\cos^2[0,8(0,3q_3 +$ $0,1q_1 + 50)] + 0,6 + \sin^2(0,6q_4 + 10)\} \{[\cos(q_5) + 3][\sin^2(0,6q_7 - 5) - 1,2][\sin^2(q_6) - 1,2]\}$
Maksymalna siła podnoszenia (R_{lift}) = $10,3[-\sin^2(0,7q_2 + 50) + 1,6][0,5 + \sin(0,1q_1 + 10) + \sin(0,3q_3 + 40)] \cos^2[0,8(0,3q_3 + 0,1q_1 +$ $50)] + 0,6 + 2,3\sin(0,4q_4 + 10)\sin(0,1q_2 + 50)] \{[\cos(q_5) + 3][\sin^2(0,6q_7 - 1,7)][\sin^2(q_6) - 1,2]\}$
Maksymalna siła nawracania (R_{pron}) = $0,75[\sin(0,6q_3) + 2][\sin^2(0,6q_7 - 5) - 1,1][\sin^2(q_6) - 1,1]\{[\sin^2(0,4q_2 + 50) + 4][0,5 +$ $\sin(0,1q_1 + 10) + \sin(0,2q_3 + 20)] \cos^2[0,8(0,2q_3 + 0,1q_1 + 50)] + 1 + 0,5\sin(0,3q_4)\}$
Maksymalna siła odwracania (R_{sup}) = $-0,6[\sin(0,6q_3) - 2][\sin^2(0,6q_7 - 5) - 1,2][\sin^2(q_6) - 1,2]\{[\sin^2(0,4q_2 + 50) + 4][0,5 +$ $\sin(0,1q_1 + 10) + \sin(0,2q_3 + 20)] \cos^2[0,8(0,2q_3 + 0,1q_1 + 50)] + 1 + 0,4\cos(0,3q_4)\}$

Tabela VII-12. Zależności matematyczne wyrażające względną siłę utrzymywania kończyny górnej i obiektów zewnętrznych

Względna siła utrzymywania kończyny górnej w zadanym położeniu (RF_{post}) = $14,34/(F_{lift} - 14,34)$ gdzie: F_{lift} – siła podnoszenia, w N
Względna siła chwytu narzędzia (RF_{grip}) = $0,7318F_{grav}/F_{lifting} + 0,024679$
Względna siła chwytu narzędzia palcami (RF_{pinch}) = $0,9853F_{grav}/F_{lifting} + 0,028603$
gdzie: F_{grav} – siła ciężkości przedmiotu, w N; $F_{lifting}$ – siła podnoszenia dla określonego położenia kończyny górnej, w N

Jeśli się weźmie pod uwagę wszystkie uwzględnione typy aktywności siłowej, to danymi wejściowymi charakteryzującymi wywierane siły są elementy jedenasto-elementowej macierzy prezentujące siły względne przedstawione w tabelach VII-11 i VII-12. Jeżeli dany typ siły nie występuje podczas danej czynności pracy, danemu elementowi macierzy przypisywana jest wartość 0.

Każda czynność pracy jest charakteryzowana przez siłę wyrażoną jako pierwiastek kwadratowy z sumy kwadratów wartości względnych sił (lub momentów sił) składowych, jak to opisano zależnością (VII-2). Siła RF_{kon} jest siłą względną kończyny górnej (oddzielnie lewej i prawej) dla danej ocenianej czynności pracy:

$$RF_{kon} = \sqrt{(RF_{hand}^2 + RF_{tip}^2 + RF_{pal}^2 + RF_{lat}^2 + RF_{push}^2 + RF_{lift}^2 + RF_{pron}^2 + RF_{sup}^2 + RF_{post}^2 + RF_{grip}^2 + RF_{pinch}^2)} \quad (VII-2)$$

gdzie:

RF_{hand} – względna siła ścisku ręki; RF_{tip} – względna siła chwytu palcami, chwyt szczypcowy; RF_{pal} – względna siła chwytu palcami, chwyt palcowy; RF_{lat} – względna siła chwytu palcami, chwyt boczny; RF_{push} – względna siła pchania; RF_{lift} – względna siła podnoszenia; RF_{pron} – względna siła nawracania; RF_{sup} – względna siła odwracania; RF_{post} – względna siła utrzymywania kończyny górnej w zadanym położeniu; RF_{grip} – względna siła chwytu narzędzia; RF_{pinch} – względna siła chwytu narzędzia palcami.

W przypadku siły kończyn dolnych (F_n) uwzględniany jest tylko jeden typ siły i jedna wartość – siła nacisku na pedał. Położenie kończyn dolnych określa kąt zginania w stawie biodrowym i stawie kolanowych w odniesieniu do płaszczyzny strzałkowej. Wyznaczenie zależności pomiędzy położeniem członów kończyn dolnych opisanym wartościami kątów w stawach biodrowym i kolanowym a wartością siły na pedale (VII-3) umożliwia wyznaczenie takiego położenia katowego, przy którym możliwości wywierania siły na pedale są największe, co oznacza, że w takich położeniach obciążenie stawów kończyny dolnej jest najmniejsze (Tokarski, 2002). Zatem siła względna kończyn dolnych (RF_{nog}) jest stosunkiem siły nacisku wywieranej podczas czynności pracy (F_{nog}) i maksymalnej siły nacisku stopy na pedał (R_{nog}):

$$R_{nog} = 1224 - 557\cos\Omega + 3431\cos\theta - 2137\cos^2\theta \quad (VII-3)$$

gdzie:

R_{nog} – maksymalna siła nacisku stopy na pedał, w N

Ω – kąt w stawie biodrowym

θ – kąt w stawie kolanowym.

Wykonywanie czynności z zaangażowaniem tylko kończyn górnych powoduje także obciążenie kręgosłupa. Mięśnie pleców są wówczas zaangażowane w utrzymywanie stojącej lub siedzącej pozycji ciała, ale obciążenie jest także uwarunkowane położeniem kończyn górnych. Dlatego siłę zewnętrzną kończyn górnych uwzględnia się zarówno w ocenie obciążenia kończyn górnych, jak i pleców.

Metody, w których parametry definiujące siłę są oparte na zakresach wartości (RULA, REBA, OWAS, OCRA)

Klasyfikacja siły na podstawie zakresów wartości występuje w metodach OWAS (Karhu i in.. 1977, 1981), RULA (McAtamney i Corlett, 1993) i REBA (Hignett i McAtamney, 2000). W metodzie OWAS kod siły jest klasyfikowany jako 1, 2 lub 3 w zależności od zakresu jej wartości. Dla potrzeb oceny ryzyka w Polsce zróżnicowano wartości siły zewnętrznej stosownie do podziału na grupy mężczyzn, kobiet i młodocianych, zgodnie z obowiązującymi w kraju aktami prawnymi (Dz.U. 1996 Nr 114, poz. 545; Dz.U. 2000, Nr 26, poz. 313; Dz.U. 2005, Nr 136, poz. 1145), (tab. VII-13). Kod siły charakteryzuje czynnik siły i oprócz kodów położenia jest podstawowym czynnikiem w ocenie obciążenia mięśniowo-szkieletowego.

Tabela VII-13. Kod siły na podstawie klasyfikacji siły zewnętrznej dla potrzeb oceny metodą OWAS; w metodzie przyjęto, że siła jest wyrażana w kG

Mężczyźni	Kobiety i młodociani chłopcy	Młodociane dziewczęta	Kod siły
poniżej 10 kG	poniżej 5 kG	poniżej 2 kG	1
od 10 kG do 20 kG	od 5 kG do 10 kG	od 2 kG do 6 kG	2
powyżej 20 kG	powyżej 10 kG	powyżej 6 kG	3

W metodach RULA (McAtamney i Corlett, 1993) i REBA (Hignett i McAtamney, 2000) wpływ siły zewnętrznej na ogólne obciążenie pracownika zależy od masy narzędzi i wartości wywieranych sił przynależnych do określonego zakresu (tab. VII-14), a także od charakteru aktywności siłowej.

W całkowitej ocenie ryzyka uwzględnia się kod siły (F), a także charakter wywieranej siły opisywany wartością kodu aktywności (Ak), który jest przyjmowany zależnie od opisu charakteru pracy (tab. VII-15).

Tabela VII-14. Kod siły przyjmowany na podstawie wywieranej siły w metodzie RULA i REBA; w obydwu metodach przyjęto, że obciążenie podnoszoną masą jest wyrażane w kG

RULA	Kod siły (F)
≤ 2 kG o zmiennym charakterze	0
2 – 10 kG o zmiennym charakterze	1
2 – 10 kG obciążenie statyczne lub powtarzalne	2
≥ 10 kG obciążenie statyczne lub powtarzalne albo gwałtowne wywieranie siły	3
REBA	Kod siły (F)
< 5 kG	0
5 – 10 kG	1
> 10 kG	2
Gwałtowne wywieranie siły	+1

Tabela VII-15. Kod aktywności uwzględniany w metodach RULA i REBA

Kod aktywności (Ak)		Typ aktywności
RULA	REBA	
+1	+1	jedna lub więcej części ciała obciążonych statycznie (utrzymywane dłużej niż 1 min)
+1	+1	wykonywanie czynności powtarzalnych (częściej niż 4 razy na minutę)
–	+1	czynności wymagają nagłych zmian położenia

W metodzie REBA uwzględnia się ponadto kod chwytu (Ch). W zależności od tego, czy chwyt jest oceniany jako dobry, średni, zły bądź nieakceptowalny, jego kod przyjmuje wartości od 0 do 3 (tab. VII-16).

Tabela VII-16. Kod chwytu w metodzie REBA przyjmowany w zależności od wygody uchwytu (Hignett i McAtamney, 2000)

Uchwyt			
dobry	średni	zły	nieakceptowalny
uchwyt pasujący dobrze do ręki	uchwyt jest akceptowalny, ale nie idealny, bądź uchwyt jest możliwy przez zaangażowanie innych części ciała	uchwyt nieakceptowalny, chociaż możliwy	niewygodny chwyt, brak uchwytów. Chwyt nie jest akceptowalny nawet z wykorzystaniem innych części ciała
0	1	2	3
kod chwytu (Ch)			

W metodzie OCRA zastosowano podejście oparte na subiektywnej ocenie odczuwania uciążliwości wywierania siły (Occhipinti, 1998). Uciążliwość określa się z wykorzystaniem skali Borga (Borg, 1998), jeśli ocenie podlega stanowisko i pracownik, który może subiektywnie ocenić uciążliwość pracy. Istnieje także możliwość wyrażenia wywieranej siły jako $\%MVC$. Na podstawie oceny siły w sposób subiektywny lub ilościowy, stosując dane z tabeli VII-17, wyznacza się współczynnik siły (Fo_M).

Tabela VII-17. Współczynnik siły Fo_M dla różnych wartości siły podczas cyklu pracy w metodzie OCRA (PN-EN 1005-2)

Poziom siły izometrycznej (% MVC)	5	10	20	30	40	≥ 50
CR-10 Borg	0,5	1	2	3	4	≥ 5
Subiektywna ocena odczucia wywieranej siły	bardzo, bardzo słabo	bardzo słabo	słabo	średnio	mocno	bardzo mocno
Fo_M	1	0,85	0,65	0,35	0,2	0,01

Metody, w których parametry definiujące siłę są określone jakościowo (NIOSH)

Metoda NIOSH służy do oceny ryzyka rozwoju MSDs na podstawie wartości siły dopuszczalnej wyznaczonej za pomocą zależności matematycznej będącej iloczynem współczynników odnoszących się do pozycji ciała, sekwencji czasu, a także do siły. Jako powiązane z wywieraną siłą można uwzględnić: współczynnik jakości chwytu (C_M), współczynnik operacji wykonywanej jedną ręką (O_M) oraz współczynnik operacji wykonywanej przez dwie osoby (P_M). Współczynnik O_M przyjmuje wartość 0,6 wówczas, gdy czynności są wykonywane jedną ręką, a gdy przedmiot jest podnoszony obydwojema rękami, wynosi 1. Jeżeli czynności są wykonywane przez dwie osoby, współczynnik P_M wynosi 0,85, jeżeli przez jedną, jest równy 1. Współczynnik chwytu (C_M) przyjmuje wartości w zależności od jakości chwytu, zgodnie z danymi w tabeli VII-18.

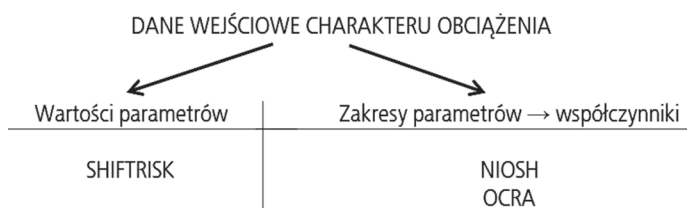
Tabela VII-18. Wartości współczynnika chwytu (C_M) w zależności od jakości chwytu w metodzie NIOSH

Opis chwytu	C_M
DOBRY: długość ≤ 40 cm; wysokość ≤ 30 cm; możliwość dobrego chwytu lub ładunek ma uchwyty. Możliwość łatwego przenoszenia luźnych przedmiotów i ładunków przez chwycenie, bez konieczności nadmiernego odchylenia nadgarstka	1,00
DOSTATECZNY: długość ≤ 40 cm; wysokość ≤ 30 cm; słaby chwyt albo konieczność zgięcia palców pod kątem 90° . Możliwość łatwego przenoszenia luźnych przedmiotów i ładunków przez chwycenie i zgięcie palców pod kątem 90° , bez konieczności nadmiernego odchylenia nadgarstka	0,95
ZŁY: długość > 40 cm albo; wysokość > 30 cm; albo przedmioty trudne do podnoszenia; albo o niesymetrycznym środku masy; albo niestabilne; albo trudne do chwycenia; albo konieczność przenoszenia w rękawicach	0,90

V – położenie pionowe.

VII.1.3. Charakter obciążenia

Dla analizy obciążenia powiązanego z czynnościami wykonywanymi podczas całej zmiany roboczej znaczenie ma obciążenie jednostkowe wynikające z pozycji ciała i wywieranej siły oraz czasu trwania pojedynczej czynności pracy. W przypadku charakterystyki czynności powtarzalnych czasami jest określana częstość powtarzania czynności lub sekwencji czynności składających się na cykl pracy. W metodach SHIFTRIS, NIOSH i OCRA charakter obciążenia uwzględnia się w sposób ilościowy (rys. VII-11), co oznacza, że mogą one służyć do oceny obciążenia ciągu czynności wykonywanych w określonym czasie, a nie tylko do oceny obciążenia danej pozycji ciała, jak metody 3DSSPP, RULA i REBA.



Rys. VII-11. Sposoby określania charakteru obciążenia przyjęte w różnych metodach oceny obciążenia zewnętrznego

W metodzie 3DSSPP uwzględnia się tylko położenie członów ciała i wywieraną siłę, w metodzie LUBA pozycję ciała i maksymalny czas utrzymywania tej pozycji. Również w przypadku metody OWAS charakter pracy nie jest uwzględniany, natomiast uwzględnia się czas, wyrażany w procentach, przez jaki określona kategoria obciążenia wyrażona kodami opisującymi pozycję ciała i wywieraną siłę jest utrzymywana podczas zmiany roboczej. W metodach RULA i REBA charakter obciążenia jest uwzględniany, jednakże służy to jedynie do oceny obciążenia dla kolejnych pozycji ciała.

Metody, w których parametry definiujące charakter obciążenia są oparte na wielkościach kątów (SHIFTRISK)

W metodzie SHIFTRISK każda z wykonywanych czynności zdefiniowanych pozycją ciała i wartością wywieranej siły jest określana jako faza cyklu pracy. Zakłada się, że cykl pracy stanowi sekwencję wykonywanych czynności, która może być powtarzana bądź wykonywana podczas pracy tylko raz. Na całkowite obciążenie układu mięśniowo-szkieletowego ma wpływ zarówno czas trwania każdej z czynności (faz cyklu pracy), jak i liczba czynności w danym cyklu. Sekwencja czynności pracy składających się na cykl pracy jest zatem określana takimi parametrami, jak czas każdej z poszczególnych czynności (faz) cyklu (DP), liczba faz cyklu (k) oraz powiązany z tymi dwoma parametrami czas cyklu (CT).

Metody, w których parametry definiujące charakter obciążenia są oparte na zakresach wartości parametrów (NIOSH, OCRA)

W metodzie NIOSH rytm pracy jest charakteryzowany częstością powtórzeń wykonywania czynności podnoszenia. Biorąc pod uwagę częstość powtórzeń, na podstawie załączonej do metody tabeli (tab. VII-19), wyznacza się współczynnik częstości (F_M). Wartość współczynnika F_M jest zróżnicowana w zależności od tego, ile godzin dziennie wykonywane są czynności podnoszenia ładunków oraz od wysokości początkowej umieszczenia ładunku. Współczynnik ten jest uwzględniany w zależności matematycznej służącej do obliczania dopuszczalnej wartości podnoszonej masy.

Tabela VII-19. Wartości współczynnika częstości (F_M) w zależności od częstości powtórzeń czynności, wysokości, na jakiej jest umieszczony ładunek do podnoszenia, oraz czasu wykonywania czynności podnoszenia ładunków

Częstość 1/min	Współczynnik częstości F_M dla:					
	czasu wykonywania pracy					
	2 – 8 godz.		1 – 2 godz.		1 godz.	
	wysokości umieszczenia ładunku					
	$V < 75$	$V \geq 75$	$V < 75$	$V \geq 75$	$V < 75$	$V \geq 75$
≤ 0,2	0,85	0,85	0,95	0,95	1,00	1,00
0,5	0,81	0,81	0,92	0,92	0,97	0,97
1	0,75	0,75	0,88	0,88	0,94	0,94
2	0,65	0,65	0,84	0,84	0,91	0,91
3	0,55	0,55	0,79	0,79	0,88	0,88
4	0,45	0,45	0,72	0,72	0,84	0,84
5	0,35	0,35	0,60	0,60	0,80	0,80
6	0,27	0,27	0,50	0,50	0,75	0,75
7	0,22	0,22	0,42	0,42	0,70	0,70
8	0,18	0,18	0,35	0,35	0,60	0,60
9	0,00	0,15	0,30	0,30	0,52	0,52
10	0,00	0,13	0,26	0,26	0,45	0,45
11	0,00	0,00	0,00	0,23	0,41	0,41
12	0,00	0,00	0,00	0,21	0,37	0,37
13	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,34
14	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,31
15	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,28
>15	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

V – wysokość początkowego położenia przedmiotu, w cm.

W metodzie OCRA czas trwania cyklu jest wyrażany parametrem FCT , natomiast liczba czynności podstawowych podczas jednego cyklu parametrem NTC . Ponadto do czynnika opisującego rytm pracy odnoszą się trzy inne współczynniki: powtarzalności (Re_M), odpoczynku (Rc_M) oraz czasu pracy powtarzalnej (Du_M).

Współczynnik powtarzalności (Re_M), wynosi 0,7, gdy zadanie wymaga wykonywania kończynami górnymi tych samych czynności podstawowych przez przynajmniej 50% czasu cyklu lub gdy czas cyklu jest krótszy niż 15 s; w innym przypadku Re_M wynosi 1. Współczynnik odpoczynku (Rc_M) przybiera wartość zależną od liczby godzin pracy bez odpowiedniego odpoczynku (tab. VII-20). Całkowity czas trwania pracy powtarzalnej podczas zmiany roboczej jest ważnym czynnikiem oceny ryzyka rozwoju dolegliwości kończyn górnych. Współczynnik czasu pracy powtarzalnej (Du_M) jest określany na podstawie łącznego czasu trwania pracy powtarzalnej podczas zmiany roboczej (tab. VII-20). Największa wartość współczynnika, wynosząca 2, występuje, gdy praca powtarzalna jest wykonywana przez mniej niż 2 godziny, najmniejsza, gdy praca powtarzalna jest wykonywana dłużej niż 8 godzin dziennie.

Tabela VII-20. Wartości współczynnika odpoczynku (Rc_M) i współczynnika czasu pracy powtarzalnej (Du_M) w zależności od sekwencji czasu charakteryzujących liczbę godzin pracy i czas wykonywania czynności powtarzalnych

Czas pracy bez odpoczynku, godz.	Rc_M	Czas wykonywania czynności powtarzalnych, min	Du_M
0	1	< 120	2
1	0,9	120 – 239	1,5
2	0,8	240 – 480	1
3	0,7	> 480	0,5
4	0,6		
5	0,45		
6	0,25		
7	0,1		
8	0		

VII.2. Procedura i system oceny obciążenia mięśniowo-szkieletowego

Ocena obciążenia wymaga jednoczesnego uwzględnienia wywieranej siły i pozycji ciała, w jakiej siła jest wywierana. Parametry uzyskane zgodnie z systemem definiowania danych wejściowych jako wartości, zakresy wartości lub jakościowo,

są przetwarzane zgodnie z procedurą oceny właściwą dla stosowanej metody. Dane wejściowe oraz procedura i system oceny mają decydujące znaczenie zarówno dla dokładności i poprawności oceny obciążenia jednostkowego (dla danej czynności/fazy cyklu pracy) i oceny obciążenia całkowitego związanego z wykonywaniem czynności podczas całej zmiany roboczej, jak i dla oceny ryzyka rozwoju MSDs.

Gdy dane wejściowe mają postać wartości parametrów, są zmiennymi niezależnymi w zależnościach matematycznych opisujących obciążenie. Oznacza to, że ocena jest przeprowadzana z zastosowaniem zależności matematycznej wyrażającej określoną wartość jako funkcję zmiennych niezależnych, czyli parametrów (danych wejściowych). W celu oceny można zastosować zarówno proste zależności matematyczne, na przykład tzw. modele zintegrowane, lecz można także przeprowadzić dokładne obliczenia, stosując procedury obliczeniowe zaimplementowane w programach komputerowych. Gdy dane wejściowe są przetwarzane na kody, punkty lub współczynniki, w systemach oceny stosuje się proste równania matematyczne lub tabele. Procedury oceny przyjęte w różnych metodach przedstawiono na rys. VII-12.

METODA	SYSTEM OCENY	
3DSSPP SHIFTRISK	wartości parametrów	→ zależność matematyczna
OCRA NIOSH	współczynniki	→ zależność matematyczna
OWAS RULA REBA LUBA	kody	→ tabele

Rys. VII-12. Procedury oceny obciążenia przyjęte w różnych metodach

Metody, w których obciążenie jest oceniane za pomocą zależności matematycznej jako funkcja wartości parametrów (3DSSPP, SHIFTRISK)

W metodzie 3DSSPP zastosowano model, który umożliwia obliczenie obciążenia w zależności od kątów opisujących pozycję ciała i siłę zewnętrzną wyrażaną przez ciężar przedmiotu trzymanego w rękach (Chaffin i Andersson, 1990; <http://umich.edu/~ioe/3DSSPP/download.html>). Wynikiem obliczeń wykonywanych przez program są wartości składowych i modułów sił oraz momentów sił w głównych stawach ciała człowieka na skutek działającej siły zewnętrznej oraz masy poszczególnych członów ciała. Jednakże najważniejszym wynikiem jest wartość siły ściskającej krążek międzykręgowy między kręgami L4 i L5.

W metodzie SHIFTRISK system oceny obciążenia dotyczy kończyn górnych, kończyn dolnych, szyi oraz pleców. Obciążenie jest obliczane na podstawie wartości kątów opisujących położenie członów ciała podczas każdej z czynności pracy, wartości siły przeliczanej na siłę względną oraz sekwencji czasowych. W tabeli VII-21 przedstawiono parametry opisujące czynniki biomechaniczne uwzględniane w ocenie obciążenia i ryzyka rozwoju MSDs. Ponadto definiowany jest parametr odnoszący się do całego cyklu pracy, czyli czas cyklu (CT). Czas cyklu jest wspólny dla wszystkich ocenianych obszarów ciała, natomiast liczba czynności jest zróżnicowana, podobnie jak czas trwania pojedynczych czynności.

Tabela VII-21. Parametry uwzględniane w ocenie obciążenia i ryzyka rozwoju MSDs w metodzie SHIFTRISK uzyskane na podstawie danych wejściowych opisanych w rozdziałach VII.1.1 i VII.1.2

Obszar ciała	Siła względna danej czynności/fazy cyklu	Czas danej czynności/fazy cyklu
Kończyna górna	$RF_{konL} = f(q_1, q_2, q_3, q_4, q_5, q_6, q_7, FkL)$ $RF_{konP} = f(q_1, q_2, q_3, q_4, q_5, q_6, q_7, FkP)$	k_{konL}, DP_{konL} k_{konP}, DP_{konP}
Kończyna dolna	$RF_{nogiL} = f(\Omega, \theta, FpL)$ $RF_{nogP} = f(\Omega, \theta, FpP)$	k_{nogiL}, DP_{nogiL} k_{nogP}, DP_{nogP}
Plecy (czynności wykonywane całym ciałem)	$RF_{ple} = f(q_1, q_4, \alpha, \beta, \gamma, Fb)$	k_{ple}, DP_{ple}
Szyja	$RF_{szyi} = f(\tau, \varphi, \chi, M)$	k_{szyi}, DP_{szyi}
Plecy (czynności wykonywane kończynami górnymi)	$RF_{plec} = f(q_1, q_4, \alpha, \beta, \gamma, \Omega, \theta, Fc)$	k_{plec}, DP_{plec}

q_1 – kąt odwodzenia/przywodzenia ramienia; q_2 – kąt zginania/prostowania ramienia; q_3 – kąt obrotu ramienia; q_4 – kąt zgięcia w łokciu; q_5 – kąt pronacji/supinacji; q_6 – kąt odwodzenia/przywodzenia nadgarstka; q_7 – kąt zginania/prostowania nadgarstka; α – kąt pleców w płaszczyźnie strzałkowej; β – kąt pleców w płaszczyźnie czołowej; γ – kąt szyi w płaszczyźnie poprzecznej; τ – kąt szyi w płaszczyźnie strzałkowej; φ – kąt szyi w płaszczyźnie czołowej; χ – kąt szyi w płaszczyźnie poprzecznej; Ω – kąt w stawie biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej; θ – kąt w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej; L – lewa; P – prawa; kon – kończyna górna; nog – kończyna dolna; $szyi$ – szyja; $plecy$ – plecy dla czynności wykonywanych tylko mięśniami kończyn górnych lub dolnych; ple – plecy dla czynności wykonywanych mięśniami całego ciała; RF – wartość względna siły; Fk – wartość siły kończyny górnej wywierana podczas czynności pracy; Fp – wartość siły kończyny górnej wywierana podczas czynności pracy; Fb – wartość siły zewnętrznej obciążenia pleców dla czynności wykonywanych tylko mięśniami kończyn górnych lub dolnych; Fc – wartość siły zewnętrznej obciążenia pleców dla czynności wykonywanych mięśniami całego ciała; k – liczba czynności w cyklu.

Dla każdego z ocenianych obszarów ciała przyjęto taki sam schemat oceny obciążenia, na który składa się wyodrębnienie dla każdej fazy cyklu (czynności pracy) wartości siły względnej i czasu, a następnie – po uwzględnieniu liczby faz i czasu

trwania całego cyklu – obliczenie wskaźnika obciążenia cyklu (*ICL*) oraz wskaźnika pracy powtarzalnej (*RTI*).

Obciążenie zewnętrzne wynikające z wykonywania różnych czynności pracy jest wyrażone przez wskaźnik *ICL*, który jest sumą *k* iloczynów względnej siły fazy cyklu i czasu trwania danej fazy podzielonych przez czas cyklu (VII-4), (Roman-Liu, 2007). Wskaźnik obciążenia cyklu wyraża obciążenie wynikające z wykonywania sekwencji czynności pracy. Jest bezwymiarowy i odpowiada wielkości pola pod krzywą charakteryzującą obciążenie:

$$ICL = \sum_{i=1}^k \frac{DP_i}{CT} RF_i \quad (VII-4)$$

gdzie:

ICL – wskaźnik obciążenia cyklu

DP_i – czas trwania *i*-tej czynności (fazy cyklu)

RF_i – siła względna podczas czynności *i*

CT – czas trwania cyklu

k – liczba czynności podczas cyklu.

Obciążenie kończyny górnej po uwzględnieniu powtarzalnego charakteru określonej liczby czynności (*k*) w określonym czasie (*CT*) wyraża wskaźnik obciążenia kończyny górnej (*RTI*), (VII-5). Ponieważ zarówno obciążenie statyczne, jak i zbyt duża częstość zmian stanowią zagrożenie z punktu widzenia dolegliwości układu mięśniowo-szkieletowego, więc relacja pomiędzy długością cyklu a liczbą faz cyklu jest bardzo istotna (Roman-Liu i in., 2013):

$$RTI = \frac{0,025(CT+3)^2(0,9ICL+0,3)^2 + k(CT+3)(2,2ICL+0,44)^2 + 2k^2}{(0,037CT)^2 + CTk} \quad (VII-5)$$

gdzie:

RTI – wskaźnik obciążenia pracą powtarzalną

k – liczba czynności

ICL – wskaźnik obciążenia cyklu

CT – czas trwania cyklu.

Wartości wskaźnika RTI są odnoszone do kryteriów ryzyka zgodnie z tabelą VII-22.

Tabela VII-22. Strefy ryzyka dla wartości wskaźnika obciążenia (RTI)

Ryzyko	RTI
akceptowalne	$< 1,2$
akceptowalne warunkowo	$1,2 \leq RTI \leq 2$
nieakceptowalne	> 2

Metody, w których obciążenie jest oceniane za pomocą zależności matematycznej jako funkcja współczynników

W metodach OCRA i NIOSH ocena opiera się na zależnościach matematycznych, w których uwzględniono współczynniki opisujące pozycję ciała, siłę i charakter obciążenia. Oblicza się wskaźnik obciążenia, którym jest wartość zalecanej do podnoszenia masy ładunku (NIOSH) lub zalecanej liczby czynności podstawowych (OCRA). Wartość dopuszczalną oblicza się jako iloczyn wartości bazowej (referencyjnej) oraz współczynników charakteryzujących pozostałe czynniki obciążenia i powodujących pomniejszenie wartości bazowej.

W metodzie OCRA parametrem bazowym jest stała wartość wyrażająca liczbę czynności podstawowych wykonywanych w czasie jednej minuty ($CF = 30$ razy/min). Współczynniki definiujące pozycję ciała, wywierane siły i sekwencje czasu przedstawiono w tabeli VII-23.

Tabela VII-23. Współczynniki powiązane z czynnikami obciążenia mięśniowo-szkieletowego służące do oceny obciążenia i ryzyka rozwoju MSDs w metodzie OCRA, uzyskane na podstawie danych wejściowych opisanych w rozdziałach VII.1.1 i VII.1.2

Pozycja ciała	Siła	Rytm pracy
współczynnik pozycji (Po_M)	współczynnik siły (Fo_M)	współczynnik powtarzalności (Re_M) współczynnik odpoczynku (Rc_M) czas trwania czynności powtarzalnych (Du_M) czas trwania cyklu, w s (FCT) liczba czynności podstawowych podczas jednego cyklu (NTC)

Poza współczynnikami przedstawionymi w tabeli VII-23 uwzględniany jest także współczynnik Ad_M wyrażający czynniki dodatkowe, do których należą: używanie narzędzi wibracyjnych (nawet przez ograniczony czas); wymaganie dużej precyzji (z tolerancją 1-2 mm podczas pozycjonowania obiektu); zlokalizowany

nacisk na struktury anatomiczne ręki lub przedramienia przez narzędzia, przedmioty bądź elementy stanowiska pracy; występowanie zimna lub mrozu, używanie rękawiczek, które wpływają na wygodę wykonywania czynności podczas pracy; śliska powierzchnia obiektów; wymagania nagłych i szybkich ruchów z użyciem siły; czynności podstawowe wymagające uderzeń (takich jak uderzanie młotkiem lub ręką o twarde powierzchnie). Wraz ze wzrostem czasu oddziaływania czynnika bądź czynników maleje wartość współczynnika Ad_M (tab. VII-24).

Tabela VII-24. Czas występowania jednego lub więcej czynników dodatkowych podczas określonego czasu trwania cyklu i odpowiadająca mu wartość współczynnika czynników dodatkowych (Ad_M) w metodzie OCRA

Udział w cyklu	do 25%	25 – 60%	61 – 80%	powyżej 80%
Ad_M	1	0,95	0,90	0,80

Iloczyn wszystkich współczynników i parametru bazowego stanowi podstawę do obliczenia zalecanej liczby czynności podstawowych (RF) liczonej w ciągu jednej minuty (VII-6):

$$RF = CF \cdot Po_M \cdot Re_M \cdot Ad_M \cdot Fo_M \cdot Rc_M \cdot Du_M \quad (VII-6)$$

Wskaźnik narażenia *OCRA* jest wyrażany zależnością (VII-7):

$$OCRA = [(NTC \cdot 60) / FCT] / RF \quad (VII-7)$$

gdzie:

RF – zalecana liczba czynności podstawowych liczona w czasie jednej minuty, wyznaczona z zastosowaniem zależności (VII-6)

NTC – liczba czynności podstawowych potrzebnych do wykonywania czynności podczas jednego cyklu (odpowiednik k w metodzie SHIFTRISK)

FCT – czas trwania cyklu, w s (odpowiednik CT w metodzie SHIFTRISK).

Ryzyko rozwoju MSDs jest oceniane w trójstopniowej skali w zależności od wartości wskaźnika *OCRA*, zgodnie z tabelą VII-25.

Tabela VII-25. Ocena ryzyka w zależności od wartości indeksu *OCRA*

<i>OCRA</i>	Ryzyko
$\leq 2,2$	akceptowalne
2,3 do 3,5	akceptowalne warunkowo
$> 3,5$	nieakceptowalne

W metodzie NIOSH na podstawie współczynników wyrażających parametry wejściowe (tab. VII-26) oblicza się zalecaną wartość graniczną podnoszonej masy ładunku (R_{ML}), która jest iloczynem współczynnika masy referencyjnej i współczynników odnoszących się do czynników wpływających na obciążenie mięśniowo-szkieletowe, zebranych w tabeli VII-26. Ponadto w metodzie NIOSH uwzględniono współczynnik operacji dodatkowych (czynności innych niż podnoszenie ładunków), (A_T). Jeżeli wykonywane są inne czynności fizyczne, A_T wynosi 0,8, w innym przypadku jest równe 1.

Tabela VII-26. Współczynniki powiązane z czynnikami obciążenia mięśniowo-szkieletowego służące do oceny obciążenia i ryzyka rozwoju MSDs w metodzie NIOSH uzyskane na podstawie danych wejściowych opisanych w rozdziałach VII.1.1 i VII.1.2

Pozycja ciała	Siła	Rytm pracy
współczynnik wysokości początkowej (V_M) współczynnik różnicy wysokości (D_M) współczynnik odległości poziomej (H_M) współczynnik asymetrii (A_M)	współczynnik chwytu (C_M) współczynnik ręczności (O_M) współczynnik osób (P_M)	współczynnik częstości (F_M)

Dopuszczalna wartość podnoszonej masy ładunku (R_{ML}) jest opisywana tzw. równaniem NIOSH:

$$R_{ML} = M_{ref} \cdot V_M \cdot D_M \cdot H_M \cdot A_M \cdot C_M \cdot F_M \cdot O_M \cdot P_M \cdot A_T \quad (\text{VII-8})$$

Poszczególne współczynniki opisano w tabeli VII-26, natomiast M_{ref} jest to masa referencyjna, przyjmowana zgodnie z tabelą VII-27, która określa maksymalną dopuszczalną masę do podnoszenia dla danej populacji.

Tabela VII-27. Wartości masy odniesienia (M_{ref}) dla różnych populacji użytkowników (PN-EN 1005-2)

Pole zastosowania	M_{ref} kg	Populacja, %			Grupa w populacji	
		F i M	F	M		
W domu	5	dane niedostępne			dzieci i osoby starsze	cała populacja
	10	99	99	99	osoby pracujące w domu	
Praca stała	15	95	90	99	ogólna populacja pracująca	
	25	85	70	90	dorosła populacja pracująca	
Praca dorywcza	30	dane niedostępne			osoby zaawansowane – posiadające odpowiednie predyspozycje i przeszkolone	
	35					
	40					

F – kobiety, M – mężczyźni, Y – dzieci, E – osoby starsze.

Na podstawie dopuszczalnej wartości podnoszonej masy (R_{ML}) ocenia się ryzyko wynikające z czynności podnoszenia ładunków. Ryzyko to jest wyrażane wskaźnikiem ryzyka (R_I) jako stosunek rzeczywistej wartości podnoszonej masy do obliczonej dopuszczalnej wartości podnoszonej masy (VII-9). Ocenę ryzyka uwarunkowaną wartością wskaźnika R_I przedstawiono w tabeli VII-28.

$$R_I = \text{masa podnoszona} / R_{ML} \quad (\text{VII-9})$$

Tabela VII-28. Interpretacja wskaźnika R_I

Wartość wskaźnika	Ryzyko
$R_I \leq 0,85$	małe
$0,85 < R_I < 1,0$	średnie
$R_I \geq 1,0$	duże

Metody, w których obciążenie jest oceniane z zastosowaniem tabel uwzględniających kody pozycji ciała, siły i charakteru obciążenia

W metodach RULA, REBA i OWAS parametrom opisującym pozycję ciała i wywieraną siłę z określonego zakresu przypisywane są kody. Kody pozycji ciała i siły są łączone w sposób specyficzny dla danej metody. Określonej ich kombinacji w tabeli odpowiada wynikowy kod obciążenia.

Kody uwzględniane w ocenie obciążenia w metodzie OWAS przedstawiono w tabeli VII-29. Pozycję ciała i siłę definiują cztery kody: położenia pleców, położenia ramion, położenia nóg i siły zewnętrznej. Każdej kombinacji tych kodów odpowiada kategoria obciążenia, której jest przypisana jednocyfrowa wartość (tab. VII-30).

Tabela VII-29. Kody przyjmowane do oceny obciążenia i ryzyka rozwoju MSDs w metodzie OWAS uzyskane na podstawie danych wejściowych opisanych w rozdziałach VII.1.1 i VII.1.2

Pozycja ciała	Siła	Rytm pracy
kod położenia pleców	kod siły	procentowy udział kategorii obciążenia
kod położenia ramion		
kod położenia nóg		

Tabela VII-30. Kategorie obciążenia w metodzie OWAS przyporządkowane określonym kombinacjom kodów położenia ciała i siły

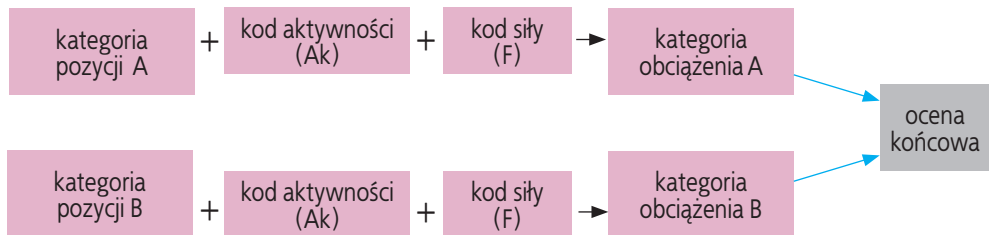
OWAS – kategorie oceny obciążenia																						
kod pleców	kod ramion	kod nóg																				
		1			2			3			4			5			6			7		
		kod siły zewnętrznej																				
		1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	1	1	1	1	1	1
	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	1	1	1	1	1	1
	3	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	3	2	2	3	1	1	1	1	1	2
2	1	2	2	3	2	2	3	2	2	3	3	3	3	3	3	3	2	2	2	2	3	3
	2	2	2	3	2	2	3	2	3	3	3	4	4	3	4	4	3	3	4	2	3	4
	3	3	3	4	2	2	3	3	3	3	3	4	4	4	4	4	3	3	4	2	3	4
3	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	3	3	3	4	4	4	1	1	1	1	1	1
	2	2	2	3	1	1	1	1	1	2	4	4	4	4	4	4	3	3	3	1	1	1
	3	2	2	3	1	1	1	2	3	3	4	4	4	4	4	4	4	4	4	1	1	1
4	1	2	3	3	2	2	3	2	2	3	4	4	4	4	4	4	4	4	4	2	3	4
	2	3	3	4	2	3	4	3	3	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	2	3	4
	3	4	4	4	2	3	4	3	3	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	2	3	4

W kategorii obciążenia uwzględnione są tylko kody powiązane z pozycją ciała i wywieraną siłą. W celu uwzględnienia rytmu pracy przeprowadza się ocenę z uwzględnieniem czasu utrzymywania określonych kategorii OWAS. Jako dodatkową zmienną charakteryzującą wykonywaną pracę wprowadzono rodzaj pozycji, różnicując pozycję ciała na wymuszoną i niewymuszoną. Pozycja wymuszona to taka, którą narzuca konstrukcja stanowiska pracy lub rodzaj wykonywanych czynności. Nie jest możliwa modyfikacja tej pozycji pod wpływem subiektywnego odczucia pracownika, zgodnie z jego preferencjami. Pozycja niewymuszona może być zmieniana lub modyfikowana zgodnie z poczuciem wygody pracownika. Biorąc pod uwagę kody położenia ciała, kod siły, czas utrzymywania każdej z kategorii obciążenia i rodzaj pozycji, ocenę ryzyka przeprowadza się z wykorzystaniem tabeli VII-31 (Roman-Liu i Tokarski, 2010).

Kolejne kroki postępowania podczas całościowej oceny obciążenia z zastosowaniem metody RULA przedstawiono na rys. VII-13. Kody definiujące kategorię pozycji A i kategorię pozycji B są modyfikowane przez uwzględnienie kodów aktywności i kodów siły. W efekcie uzyskuje się kategorię obciążenia A i kategorię obciążenia B. Połączenie obu tych kategorii w jedną całościową ocenę jest ostatnim krokiem metody RULA (tab. VII-32a i b). Ocena końcowa pozycji ciała przybiera wartości kodów od 1 do 7 i jest powiązana z przyporządkowaniem do jednej z czterech stref ryzyka.

Tabela VII-31. Ocena ryzyka w metodzie OWAS

Kategoria obciążenia	Rodzaj pozycji ciała	Czas pracy, %	Ryzyko
1	niewymuszona	< 70	małe
		> 70	średnie
	wymuszona	< 50	małe
		50 – 70	średnie
		> 70	duże
2	niewymuszona	< 50	małe
		50 – 70	średnie
		> 70	duże
	wymuszona	< 30	małe
		30 – 50	średnie
3 lub 4	wymuszona	> 50	duże
		< 30	średnie
		> 30	duże

**Rys. VII-13.** Schemat oceny ryzyka metodą RULA (opracowane na podstawie McAtamney i Corlett, 1993)**Tabela VII-32.** Procedura oceny ryzyka w metodzie RULA: a) ocena końcowa; b) działania konieczne do podjęcia w zależności od poziomu ryzyka (opracowane na podstawie McAtamney i Corlett, 1993)

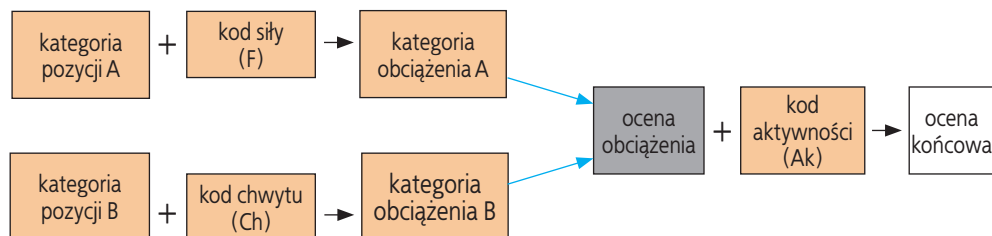
a)

		Kategoria obciążenia A						
		1	2	3	4	5	6	7
Kategoria obciążenia B	1	1	2	3	3	4	5	5
	2	2	2	3	4	4	5	5
	3	3	3	3	4	4	5	6
	4	3	3	3	4	5	6	6
	5	4	4	4	5	6	7	7
	6	4	4	5	6	6	7	7
	7	5	5	6	6	7	7	7
	8	5	5	6	7	7	7	7

b)

Ocena końcowa	Działania
1 – 2	zmiany nie są konieczne
3 – 4	potrzebne badania, mogą być konieczne zmiany
5 – 6	potrzebne badania, konieczne zmiany wkrótce
7	potrzebne badania, konieczne natychmiastowe zmiany

System oceny w metodzie REBA różni się nieco od tego zaprezentowanego w metodzie RULA. Kategoria pozycji A, czyli położenia pleców, szyi i nóg łączona jest z kodem siły. Natomiast kategoria pozycji B, obejmująca położenie przedramienia, ramienia i nadgarstka, jest łączona z kodem chwytu (rys. VII-14). W wyniku tego połączenia uzyskiwana jest kategoria obciążenia A i kategoria obciążenia B.



Rys. VII-14. Schemat oceny ryzyka metodą REBA (opracowano na podstawie Hignett i McAtamney, 2000)

Zastosowanie odpowiedniej tabeli (tab. VII-33) umożliwia połączenie kategorii obciążenia A i kategorii obciążenia B w jedną ocenę obciążenia. W celu uwzględnienia dodatkowego obciążenia wynikającego z charakteru pracy (statyczny lub powtarzalny), bądź też obciążenia związanego z wywieraniem siły zewnętrznej podczas nagłych zmian położenia, uwzględniany jest kod aktywności.

Tabela VII-33. Ocena obciążenia na podstawie kategorii obciążenia A i kategorii obciążenia B według metody REBA

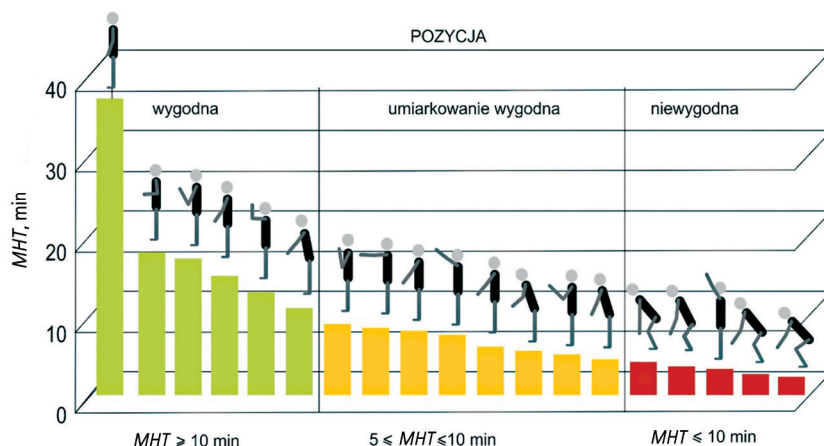
		Kategoria obciążenia B											
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Kategoria obciążenia A	1	1	1	1	2	3	3	4	5	6	7	7	7
	2	1	2	2	3	4	4	5	6	6	7	7	8
	3	2	3	3	3	4	5	6	7	7	8	8	8
	4	3	4	4	4	5	6	7	8	8	9	9	9
	5	4	4	4	5	6	7	8	8	9	9	9	9
	6	6	6	6	7	8	8	9	9	10	10	10	10
	7	7	7	7	8	9	9	9	10	10	11	11	11
	8	8	8	8	9	10	10	10	10	10	11	11	11
	9	9	9	9	10	10	10	11	11	11	12	12	12
	10	10	10	10	11	11	11	11	12	12	12	12	12
	11	11	11	11	11	12	12	12	12	12	12	12	12
	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12

W metodzie REBA ryzyko jest oceniane w pięciostopniowej skali. Każdej kategorii oceny końcowej jest przypisana odpowiednia strefa ryzyka i zalecane są odpowiednie działania (tab. VII-34).

Tabela VII-34. Ocena ryzyka zgodnie z procedurą metody REBA i działania konieczne do podjęcia w zależności od jego poziomu

Ocena końcowa	Poziom ryzyka	Działania
1	zaniedbywalne	nie są konieczne
2 – 3	małe	mogą być konieczne
4 – 7	średnie	konieczne
8 – 10	duże	konieczne wkrótce
11 – 15	bardzo duże	konieczne natychmiast

Ocena obciążenia w metodzie LUBA jest przeprowadzana z uwzględnieniem wskaźnika obciążenia pozycją ciała i maksymalnego czasu utrzymywania danej pozycji ciała – *MHT* (ang: *maximum holding time*). Wartość *MHT* zależy od przyjmowanej pozycji. Miedema i in. (1997) określili w swoich badaniach maksymalny czas utrzymywania różnych pozycji ciała (rys. VII-15).



Rys. VII-15. Wyniki badań psychofizycznych dostarczających danych dotyczących maksymalnego czasu utrzymywania wybranych pozycji ciała (Miedema i in., 1997)

Na podstawie wartości *MHT* i wskaźnika obciążenia pozycją ciała (*W*), (rozdz. VII.1.1) pozycja ciała jest klasyfikowana w pięciostopniowej skali oceny. W zależności od poziomu ryzyka proponowane są stosowne działania (tab. VII-35).

Tabela VII-35. Ocena ryzyka z zastosowaniem maksymalnego czasu utrzymania określonej pozycji ciała (*MHT*) i wskaźnika obciążenia pozycją ciała (*W*) w metodzie LUBA

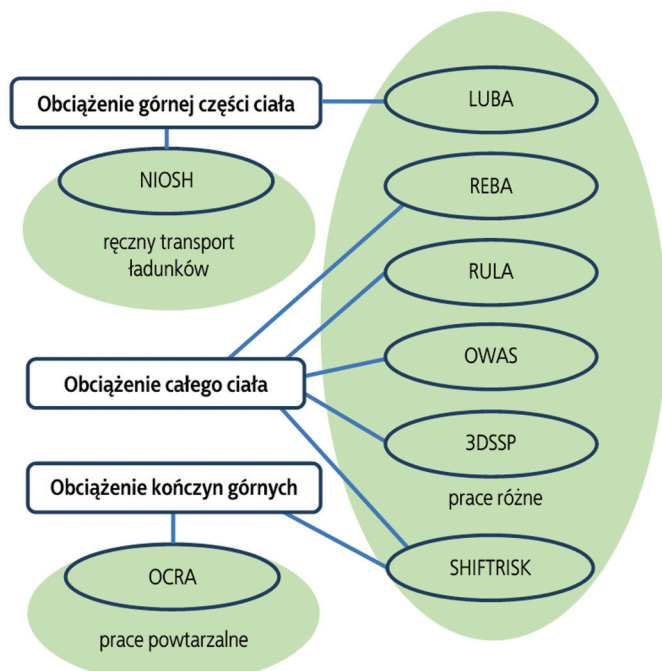
<i>MHT</i> , min	<i>W</i>	Konieczne działania
<i>MHT</i> > 10	< 5	sytuacja akceptowalna, z wyjątkiem czynności powtarzalnych i utrzymywanych przez długi okres; nie są wymagane działania korygujące
$5 \leq MHT \leq 10$	$5 < W < 10$	wymagane są dalsze badania i zmiany korygujące, ale nie jest wymagana natychmiastowa interwencja
$5 \leq MHT$	$10 < W < 15$	wkrótce wymagane będą działania korygujące przez zmianę organizacji przestrzennej stanowiska pracy lub metod pracy
$2 < MHT$	$15 \leq W$	wymagane są natychmiastowe działania korygujące

VII.3. Zakresy zastosowania metod oceny obciążenia. Podsumowanie

Przedstawione metody różnią się sposobem postępowania podczas identyfikacji występujących zagrożeń oraz oceny obciążenia i związanego z nim ryzyka. Cechą wspólną tych metod jest to, że ich pierwszym etapem jest opracowanie chronometrażu pracy. Sporządzanie chronometrażu wymaga podzielenia pracy na czynności różniące się pozycją i/lub wywieraną siłą. Taki podział umożliwia przyporządkowanie każdej z tak wyodrębnionej czynności stosownego czasu jej wykonywania. Kolejnym krokiem jest zdefiniowanie przyjmowanej pozycji ciała i wywieranej siły dla każdej czynności. W opisanych metodach zasadniczo rozpatrywane są trzy czynniki biomechaniczne mające wpływ na obciążenie mięśniowo-szkieletowe. Jednakże w niektórych z nich ocena opiera się jedynie na przyjmowanej pozycji ciała i dopuszczalnym czasie jej utrzymywania (LUBA) bądź dotyczy tylko poszczególnych pozycji ciała z uwzględnieniem siły, lecz bez całościowej oceny procesu pracy (3DSSPP, RULA, REBA). Zasadniczo opisane metody służą do oceny obciążenia układu mięśniowo-szkieletowego pracą o określonym charakterze z uwzględnieniem obciążenia całego ciała. Niektóre metody umożliwiają ocenę dotyczącą tylko określonych obszarów ciała (OCRA) bądź całościową ocenę z podziałem na obszary (SHIFTRISK). Z kolei inne służą tylko do oceny obciążenia podczas wykonywania pewnych wybranych czynności pracy, jak np. czynności powtarzalnych czy ręcznego transportu ładunków (rys. VII-16). Do oceny obciążenia i ryzyka związanego z wykonywaniem prac powtarzalnych kończyn górnych mogą być stosowane takie metody, jak OCRA czy SHIFTRISK zawierająca w sobie moduł spójny z metodą ULRA. Metoda OCRA została uwzględniona w normie PN-EN 1005-5. Metoda NIOSH jest przeznaczona tylko do oceny obciążenia wynikającego z wykonywania

czynności ręcznego transportu ładunków, uważanego za jedną z najbardziej obciążających czynności pracy. Sposób oceny z zastosowaniem tej metody przyjęto w normie PN-EN 1005-2.

Metody OWAS, RULA, REBA i LUBA służą do oceny obciążenia całego ciała. Metoda OWAS opiera się na jakościowej klasyfikacji położenia pleców, ramion i nóg podczas wykonywania kolejnych czynności zawodowych, z uwzględnieniem wartości wywieranej siły lub masy podnoszonego przedmiotu. Kody opisujące pozycje członów ciała i siły są łączone na podstawie tabeli w kategorii oceny ryzyka. Metoda RULA, bądź jej zmodyfikowana wersja – metoda REBA, umożliwiają identyfikację wysiłku fizycznego powiązanego z określoną pozycją ciała podczas pracy, wywieraniem sił i wykonywaniem pracy powodującej obciążenie, z uwzględnieniem charakteru obciążenia (powtarzalny bądź statyczny). Pomiędzy metodami RULA i REBA występują niewielkie różnice co do wartości nadawanych kodów pozycji ciała, a także w odniesieniu do systemu oceny ryzyka. Natomiast metodą LUBA ocenia się obciążenie na skutek przyjmowania określonej pozycji tylko górnej części ciała. Rozważane są położenia ręki, ramienia, szyi i pleców. Danemu zakresowi odpowiada określona liczba punktów wyrażająca odczucie dyskomfortu. Obciążenie dla poszczególnych pozycji ciała otrzymuje się po zsumowaniu punktów oceny dyskomfortu.



Rys. VII-16. Zastosowanie różnych metod do oceny obciążenia określonych obszarów ciała (kończyny górne, górna część ciała, całe ciało) oraz określonego charakteru pracy (ręczny transport ładunków, prace powtarzalne, prace o zróżnicowanym charakterze)

Zastosowanie różnych metod do oceny obciążenia tego samego obszaru ciała podczas wykonywania tych samych czynności daje różne wyniki tej oceny (Kee i Karwowski, 2007). Może to być spowodowane zarówno różną dokładnością danych wejściowych, jak i zróżnicowaniem systemów oraz kryteriów determinujących strefy oceny ryzyka. Jednocześnie w przypadku stosowania metod uwzględniających tylko obciążenie określonego obszaru ciała lub określonymi czynnościami pracy w celu przeprowadzenia kompleksowej oceny potrzebne jest łączenie różnych metod. Należy zauważyć, iż podczas wykonywania pracy powtarzalnej kończynami górnymi występuje obciążenie kończyn górnych pracą powtarzalną, lecz jednocześnie towarzyszy mu obciążenie pleców i nóg. Jeżeli do oceny obciążenia kończyn górnych została zastosowana metoda OCRA, to do oceny obciążenia pozostałych obszarów ciała konieczne jest zastosowanie co najmniej jeszcze jednej metody. Zatem często ocena jednego stanowiska pracy jest przeprowadzana kilkoma metodami.

Niektóre z przedstawionych metod oceny dotyczą jednego, określonego rodzaju czynności pracy, tymczasem bardzo często pracownik podczas zmiany roboczej wykonuje zróżnicowane czynności. Jednym z prostszych sposobów zapobiegania rozwojowi MSDs, zalecanym przez ergonomistów, jest stosowanie rotacji stanowisk pracy. Jeśli się weźmie pod uwagę ciągle zachodzące zmiany na stanowiskach pracy oraz zwiększającą się świadomość i ochronę pracownika, należy oczekiwać, iż zróżnicowane czynności pracy będą wykonywane coraz częściej. Ocena ryzyka dla jednego z typów czynności pracy, wykonywanego często tylko przez 2 lub 3 godziny podczas zmiany roboczej, bez uwzględnienia charakteru czynności wykonywanych w pozostałym czasie, może prowadzić do wskazania ryzyka rozwoju MSDs jako mniejszego lub większego niż jest w rzeczywistości. Dlatego też ważne jest, aby metoda umożliwiała całościową ocenę, z uwzględnieniem wszystkich wykonywanych czynności.

Pełna ocena ryzyka rozwoju MSDs u pracownika jest przeprowadzana metodą SHIFTRISK, która umożliwia kompleksową ocenę obciążenia, zarówno całego ciała jak i poszczególnych jego członów. W ocenie tą metodą uwzględniane jest obciążenie kończyn górnych, dolnych oraz kręgosłupa bez względu na pozycję ciała pracownika i rodzaj wykonywanych czynności pracy. Ocena uwzględnia różnorodność wykonywanych czynności pracy zarówno ze względu na położenie ciała, typ i wartość siły wywieranej w poszczególnych fazach cyklu, jak i ze względu na sekwencje czasu odpowiadające położeniom chwilowym. Jest to metoda ogólna z możliwością zastosowania do każdego stanowiska pracy i jednocześnie umożliwiającą dokładną ocenę ryzyka oraz ocenę zróżnicowanych czynności pracy wykonywanych podczas

zmiany roboczej z równoważnym uwzględnieniem czynników biomechanicznych. Istotne jest także to, że w tej metodzie uwzględnia się wartość siły w odniesieniu do możliwości siłowych pracownika lub populacji pracowników, czyli w odniesieniu do siły maksymalnej danego typu aktywności siłowej. W metodzie SHIFTRISK uwzględniane jest obciążenie obszarów pleców, szyi, kończyn górnych i kończyn dolnych. Obciążenie jest wyrażane wskaźnikiem obciążenia pracą obliczanym z zależności matematycznej, w której występują parametry odnoszące się do wielofazowego cyklu pracy charakteryzowanego przez długość cyklu, długość poszczególnych jego faz, liczbę faz oraz względną siłę każdej z nich. Metoda została zaimplementowana do programu komputerowego, tzn. zależności matematyczne umożliwiające ocenę obciążenia wbudowano do oprogramowania jako procedury obliczeniowe, co znacznie ułatwia korzystanie z niej.

Istotnym etapem procesu oceny jest ocena ryzyka przeprowadzana na podstawie wskaźnika obciążenia mięśniowo-szkieletowego obliczonego zgodnie z system oceny właściwym dla danej metody. Ocena ryzyka rozwoju MSDs jest możliwa tylko wówczas, gdy obciążenie będące wynikiem działań systemu oceny jest odnoszone do kryteriów, które określają poziom ryzyka. Gdy oceniane jest ryzyko rozwoju MSDs, wówczas trafność przyjętych kryteriów różnicujących ryzyko jako małe, średnie lub duże ma znaczenie. W różnych metodach przyjęto różną liczbę stref ryzyka. Metody NIOSH, OCRA i OWAS zapewniają ocenę ryzyka w systemie trójstopniowym, metody RULA i LUBA w czterostopniowym, a metoda REBA w pięciostopniowym. Wynik oceny wskazuje dalsze działania i może oznaczać możliwość utrzymywania obciążenia na bieżącym poziomie, potrzebę dokładniejszej oceny i rozważenie wprowadzenia zmian. Ale także może oznaczać pilną potrzebę dodatkowych badań i wprowadzenia ewentualnych zmian bądź zmian natychmiastowych.

Zmniejszenie obciążenia układu mięśniowo-szkieletowego i przez to zmniejszenie ryzyka rozwoju MSDs jest możliwe przez utrzymywanie właściwych pozycji ciała, wywieranie sił na dopuszczalnym poziomie oraz właściwy dobór czasu wykonywania poszczególnych czynności pracy. We wszystkich metodach czynniki te zostały sparametryzowane. Przeprowadzenie oceny umożliwia wskazanie obszarów powodujących zbyt duże ryzyko rozwoju MSDs. Dzięki temu możliwa jest zmiana parametrów procesu pracy w sposób zmniejszający to ryzyko. Oznacza to, że metody oceny obciążenia układu mięśniowo-szkieletowego umożliwiają nie tylko przeprowadzenie oceny ryzyka, lecz są także narzędziem zapobiegania rozwojowi MSDs u pracowników.

VII.4. Bibliografia

- Ariëns G.A. M., Bongers P.M., Hoogendoorn W.E., van der Wal G., van Mechelen W. (2002) *High physical and psychosocial load at work and sickness absence due to neck pain*. Scand. J. Work Environ. Health, 28(4):222-231.
- Bartuzi P., Roman-Liu D., Tokarski T. (2007) *A study of the influence of muscle type and muscle force level on individual frequency bands of the EMG power spectrum*. Int. J. Occup. Saf. Ergon. (JOSE), 13(3):241-254.
- Bartuzi P., Tokarski, T., Roman-Liu, D. (2010) *The effect of the fatty tissue on EMG signal in young women*. Acta Bioeng. Biomech., 12(2):87-92.
- Borg G. (1998) *Borg's Perceived Exertion and Pain Scales*. Human Kinetics.
- Bosh T., de Looze M.P., van Dieën J.H. (2007) *Development of fatigue and discomfort in the upper trapezius muscle during light manual work*. Ergonomics, 50(2):161-177.
- Chaffin D.B., Andersson G.B.J. (1991) *Occupational Biomechanics*. NY, Second edition. John Wiley & Sons Inc.
- Dockrell S., O'Grady E., Bennett K., Mullarkey C., Mc Connell R., Ruddy R., Twomey S., Flannery C. (2012) *An investigation of the reliability of Rapid Upper Limb Assessment (RULA) as a method of assessment of children's computing posture*. Appl. Ergon., 43:632-636.
- Farina D., Mesin L. (2005) *Sensitivity of surface EMG-based conduction velocity estimates to local tissue in-homogeneities-influence of the number of channels and inter-channel distance*. J. Neurosci. Methods, 142(1):83-89.
- Finsen L., Søgaaard K., Jensen C., Borg V., Christensen H. (2001) *Muscle activity and cardiovascular response during computer-mouse work with and without memory demands*. Ergonomics, 44(14):1312-1329.
- Fredriksson K., Alfredsson L., Thorbjörnsson B.C., Punnett L., Toomingas A., Torgn M., Kilbom A. (2000) *Risk factors for neck and shoulder disorders: a nested case-control study covering a 24 -year period*. Am. J. Ind. Med., 38(5):516-528.
- Hignett S., McAtamney L. (2000) *Rapid Entire Body Assessment (REBA)*. Appl. Ergon., 31(2):201-205.
- Hjortskov N., Rissén D., Blangsted A.K., Fallentin N., Lundberg U., Søgaaard K. (2004) *The effect of mental stress on heart rate variability and blood pressure during computer work*. Eur. J. Appl. Physiol., 92(2):84-89.

- Hoogendoorn W.E., Bongers P.M., de Vet H.C.W., Ariëns G.A.M., van Mechelen W. (2002) *High physical work load and low job satisfaction increase the risk of sickness absence due to low back pain: results of a prospective cohort study*. Occup. Environ. Med., 59(5):323-328.
- Jaksimovic L., Starke D., Knesebeck O., Siegrist J. (2002) *Perceived work stress, over commitment, and self-reported musculoskeletal pain: Across-sectional investigation*. Int. J. Behav. Med., 9(2):122-138.
- Karhu O., Härköen R., Sorvali P., Vepsäläinen P. (1981) *Observing working postures in industry: examples of OWAS application*. Appl. Ergon., 12(1):13-17.
- Karhu U., Kansi P., Kuorinka I. (1977) *Correcting working postures in industry: A practical method for analysis*. Appl. Ergon., 8 (4):199-201.
- Kee D., Karwowski W. (2001) *LUBA: an assessment technique for postural loading on the upper body based on joint motion discomfort and maximum holding time*. Appl. Ergon. (JOSE), 32(4):357-366.
- Kee D., Karwowski W. (2007) *A comparison of three observational techniques for assessing postural loads in industry*. Int. J. Occup. Saf. Ergon. (JOSE), 13(1):3-14.
- Kilbom Å. (1994) *Repetitive work of the upper extremity: Part II – the scientific basis (knowledge base) for the guide*. Int. J. Ind. Ergonom., 14:59-86.
- Korhonen T., Ketola R., Toivonen R., Luukkonen R., Häkkänen, Viikari-Juntura E. (2003) *Work related and individual predictors for incident neck pain among office employees working with video display units*. Occup. Environ. Med., 60(7):475-482.
- Krantz G., Forsman M., Lundberg U. (2004) *Consistency in physiological stress responses and electromyographic activity during induced stress exposure in women and men*. Integr. Phys. Beh. Sci., 39(2):105-118.
- Larsson B., Kadi F., Lindvall B., Gerdle B. (2006) *Surface electromyography and peak torque of repetitive maximum isokinetic plantar flexions in relation to aspects of muscle morphology*. J. Electromyog. Kinesiol., 16(3):281-290.
- McAtamney L., Corlett N. (1993) *RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders*. Appl. Ergon., 24 (2):91-99.
- Miedema M.C., Douwes M., Dul J. (1997) *Recommended maximum holding times for prevention of discomfort of static standing postures*. Int. J. Ind. Ergonom., 19:9-18.
- Moore J.S., Garg A. (1995) *The strain Index: A proposed method to analyze jobs for risk of distal upper extremity disorders*. Am. Ind. Hyg. Assoc. J., 56(5):443-458.

Occhipinti, E. (1998) *OCRA: a concise index for the assessment of exposure to repetitive movements of the upper limbs*. Ergonomics, 41(9):1290-1311.

Roman-Liu D. (2003a) *Analiza biomechaniczna pracy powtarzalnej*. CIOP, Warszawa.

Roman-Liu D. (2003b) *Maximum handgrip force in relation to upper limb posture. A Meta Analysis*. Am. Ind. Hyg. Assoc. J., 64:609-617.

Roman-Liu D. (2003c) *Maximum force of tip pinch and palmer pinch in relation to maximum handgrip force - A Meta Analysis*. Biol Sport, 20(4), 303-319.

Roman-Liu, D. (2007) *Repetitive Task Indicator as a tool for assessment of upper limb musculoskeletal load induced by repetitive tasks*. Ergonomics, 50(11):1740-1760.

Roman-Liu D., Groborz A., Tokarski T. (2013) *Comparison of risk assessment procedures used in OCRA and ULRA methods*. Ergonomics, 56(10):1584-1598.

Roman-Liu D., Tokarski T. (2010) *Ocena obciążenia statycznego z zastosowaniem metody OWAS*. Bezpieczeństwo Pracy, 7-8:28-31.

Roman-Liu D., Tokarski T. (2013) *Sprawozdanie etapowe: 04.A.13. Opracowanie metody kompleksowej oceny ryzyka zawodowego w zakresie dolegliwości mięśniowo-szkieletowych*. Program wieloletni pn. „Poprawa bezpieczeństwa i warunków pracy”. Warszawa, CIOP-PIB [Praca niepublikowana].

Roman-Liu D., Tokarski T., (2005) *Upper limb strength in relation to upper limb posture*. Int. J. Ind. Ergonom., 35:19-31.

Roman-Liu D., Tokarski T., Kowalewski R. (2005) *Decrease of force capabilities as an index of upper limb fatigue*. Ergonomics, 48:930-948.

Russell S.J., Winnemuller L., Camp J.E., Johnson P.W. (2007) *Comparing the results of five lifting analysis tools*. Appl. Ergon., 38(1):91-97.

Skov T., Borg V., Orhede E. (1996) *Psychosocial and physical risk factors for musculoskeletal disorders of the neck, shoulders, and lower back in salespeople*. Occup. Environ. Med., 53(3):351-356.

Steinberg U., Caffier G., Liebers F. (2006) *Assessment of Manual Material Handling based on Key Indicators – German Guidelines*. [W:] Handbook of Standards in Ergonomics and Human Factors. Red. W. Karwowski. Lawrence Erlbaum Associates. Mahwah, N.J., 319-338.

van den Heuvel, S.G., Heinrich, J., Jans, M.P., Van der Beek, A.J., Bongers, P.M. (2005) *The effect of physical activity in leisure time on neck and upper limb symptoms*. Prev. Med., 41(1):260-267.

Tokarski T. (2002) Sprawozdanie: 4.11.6. *Optymalizacja kąta pochylenia siedziska oraz położenia i charakterystyki pedału roboczego ze względu na wartość obciążeń w stawach kończyny dolnej*. Program wieloletni (b. SPR-1) pn. „Bezpieczeństwo i ochrona zdrowia człowieka w środowisku pracy”. Warszawa, CIOP-PIB [Praca niepublikowana].

van der Windt D.A.W.M., Thomas E., Pope D.P., de Winter A.F., Macfarlane G.J., Bouter L.M., Silman A.J. (2000) *Occupational risk factors for shoulder pain: a systematic review*. *Occup. Environ. Med.*, 57(7):433-442.

van Nieuwenhuysse A., Somville P.R., Grombez G., Budorf A., Vebeke G., Johannik K., van den Bergh, Masschelein R., Mairiaux P., Moens G.F., (2006) *The role of physical workload and pain related fear in the development of low back pain in young workers: evidence from the Blowback study; results after one year of follow up*. *Occup. Environ. Med.*, 63(1):45-52.

Village J., Frazer M., Cohen M., Leyland A., Park I., Yassi A. (2005) *Electromyography as a measure of peak and cumulative workload in intermediate care and its relationship to musculoskeletal injury: An exploratory ergonomic study*. *Appl. Ergon.*, 36:609-618.

Waters T.R., Putz-Anderson V., Garg A., Fine L.J. (1993) *Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks*. *Ergonomics*, 36(7):749-776.

3DSSP Version 6.06. Ann Arbor, Center of Ergonomics, University of Michigan. <http://umich.edu/~ioe/3DSSPP/download.html>).

Rozporządzenie Rady Ministrów z dnia 10 września 1996 w sprawie wykazu prac szczególnie uciążliwych lub szkodliwych dla zdrowia kobiet (Dz.U. Nr 114, poz. 545).

Rozporządzenie Ministra Pracy i Polityki Społecznej z dnia 14 marca 2000 r. w sprawie bezpieczeństwa i higieny pracy przy ręcznych pracach transportowych (Dz.U. Nr 26, poz. 313).

Rozporządzenie Rady Ministrów z dnia 5 lipca 2005 r. w sprawie wykazu prac wzbronionych młodocianym i warunków ich zatrudniania przy niektórych z tych prac (Dz.U. Nr 136, poz. 1145).

PN-EN 1005-2:2005 *Bezpieczeństwo maszyn – Możliwości fizyczne człowieka – Część 2: Ręczne przemieszczanie maszyn i ich części*.

PN-EN 1005-5:2007 *Ocena ryzyka podczas prac powtarzalnych*.

VIII. Zmęczenie mięśniowe

VIII.1. Proces zmęczenia

Zgodnie z modelem MI przedstawionym w rozdziale III.3 skutkiem oddziaływania, czyli obciążenia zewnętrznego, jest dawka, czyli obciążenie wewnętrzne odpowiadające wysiłkowi fizycznemu, oraz odpowiedź organizmu w postaci zmian fizjologicznych. W przypadku długotrwałego oddziaływania wykonywanymi czynnościami pracy efektem odpowiedzi organizmu jest zmęczenie, czyli stan fizjologiczny, który objawia się przejściowym zmniejszeniem sprawności i zdolności do kontynuowania wysiłku. Powiązane ze zmęczeniem nasilone odczuwanie ciężkości wysiłku fizycznego i osłabienie chęci jego kontynuowania stanowi zapewne mechanizm zabezpieczający przed nadmiernym obciążeniem wewnętrznym.

W zależności od intensywności i czasu trwania wysiłku pojawiają się różne stopnie zmęczenia. Bardzo intensywny wysiłek, np. w sytuacjach zagrożenia życia, skutkuje zupełnym wyczerpaniem organizmu. Podczas pracy o średnim natężeniu trwającej przez dłuższy czas występuje zmęczenie umiarkowane. Jednakże nakładające się stany zmęczenia i brak dostatecznego wypoczynku prowadzą do przemęczenia, będącego zjawiskiem podobnym do stanów chorobowych charakteryzujących się złym samopoczuciem, przygnębieniem oraz często występującymi zaburzeniami snu.

Ze zmęczeniem fizycznym człowieka wiąże się jego zmęczenie psychiczne. Skutkiem jest rozluźnienie uwagi, zwolnienie procesów obserwacji, zmniejszenie dynamiki ruchu oraz sprawności fizycznej i intelektualnej człowieka. Zmęczenie psychiczne odgrywa rolę ostrzegawczą o rosnącym ryzyku niepowodzenia w wykonywaniu zadań. Subiektywnym objawem zmęczenia powiązanim ze sferą psychiczną jest poczucie znużenia i niechęci do kontynuowania wykonywanych czynności. Zazwyczaj stopień znużenia odpowiada stopniowi zmęczenia fizycznego. Istnieją jednak sytuacje, w których stan znużenia może występować

jednocześnie z brakiem zmęczenia fizycznego, objawiającego się np. zmęczeniem mięśni. Występuje to wówczas, gdy realizowane jest zadanie angażujące tylko umysłowo i/lub psychicznie, bez wysiłku fizycznego. Może także wystąpić sytuacja rzeczywistego zmęczenia mięśni z jednoczesnym zaangażowaniem w wykonywaną pracę, co skutkuje czasowym brakiem odczuwania efektów zmęczenia.

Zazwyczaj zasoby fizyczne i psychiczne są wystarczające, aby sprostać stawianym wymaganiom powiązanim z wykonywaniem codziennych czynności pracy, bez odczuwania zmęczenia. Jednakże często wymagane jest zmobilizowanie dodatkowej energii, aby zmęczenie zrekompensować i utrzymać jakość wykonywanej pracy (Gaillard, 2001). Taka mobilizacja może skutkować nie tylko wystąpieniem zmęczenia na skutek wykonywania aktywności fizycznej, lecz także utrzymywaniem się tego stanu po wykonaniu pracy, aż do momentu całkowitej regeneracji, czyli likwidacji zmian stanowiących jego przyczyny. Niekompletna regeneracja może prowadzić do kumulacji zmian zmęczeniowych i w wyniku tego do przewlekłych negatywnych skutków, nie tylko dla dobrego samopoczucia, ale i dla zdrowia. Oznacza to, że zmęczenie spowodowane wykonywaniem pracy może mieć wpływ na zmiany pojemności organizmu.

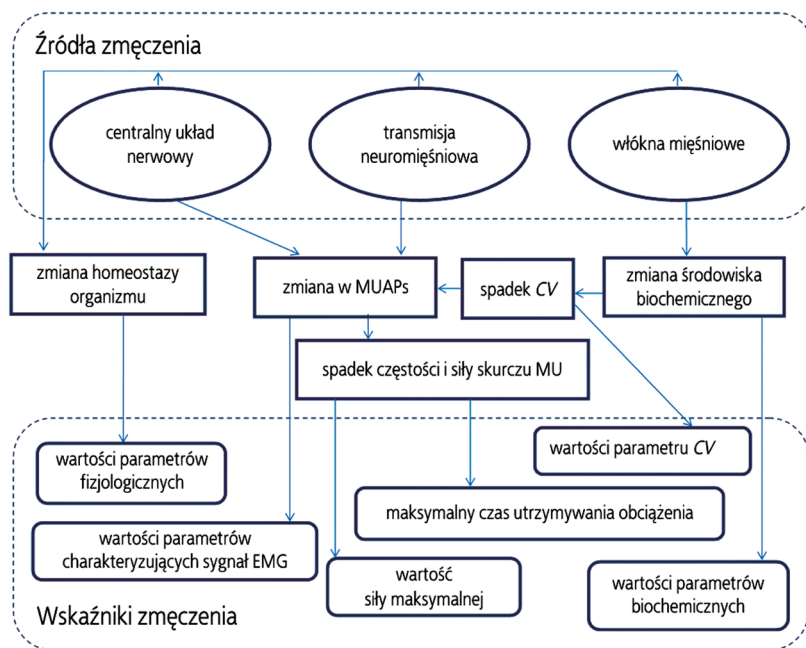
Tempo rozwoju zmęczenia zależy od oddziaływania, czyli w przypadku wykonywania pracy od jej charakteru. Zależy również od możliwości fizycznych i wydolności osoby wykonującej wysiłek, czyli od pojemności. Oddziaływanie, a zatem i tempo rozwoju zmęczenia mięśniowego, zależy od intensywności wysiłku uwarunkowanej poziomem siły skurczu mięśnia i czasu trwania skurczu potrzebnego do generowania siły. Podczas bardzo intensywnych wysiłków objawy zmęczenia mięśni występują już po upływie kilku sekund. W przypadku obciążenia o małej intensywności zasoby energetyczne i tlenowe mięśnia nie są zużyte w takim stopniu jak podczas wysiłku intensywnego. Jednakże utrzymywanie stałej, niezmienniej pozycji ciała lub/i wywieranie siły na stałym, lecz niskim poziomie, powoduje ciągle pobudzenie niewielkiej liczby MU. Oznacza to, że w układzie nerwowym trwają nieustannie procesy pobudzania mięśnia, co wpływa na stan neuronów i połączeń neuronowo-mięśniowych. Jest to przyczyną rozwoju zmęczenia także w ośrodkowym układzie nerwowym. Zatem zmęczenie dotyczy centralnego układu nerwowego, transmisji neuromięśniowej i poszczególnych włókien mięśniowych składających się na mięsień wykonujący skurcz (Vøllestad, 1997). Gdy zmęczenie dotyczy mięśni, mówi się o tzw. zmęczeniu obwodowym, natomiast gdy rozwija się w ośrodkowym układzie nerwowym – o tzw. zmęczeniu ośrodkowym.

Pod wpływem zachodzącego procesu zmęczenia pobudliwość błony komórkowej może się zmieniać na skutek tego, że jony potasowe, które znajdują się

we wnętrzu błony komórkowej, są podczas wysiłku przesuwane do przestrzeni zewnątrz komórkowej. Następstwem jest zakłócenie właściwego stosunku jonów potasowych i jonów sodowych, w efekcie czego pobudliwość błony komórkowej maleje. Natomiast zwiększające się z wysiłkiem stężenie jonów wodorowych powoduje hamowanie uwalniania jonów wapnia przez siateczkę sarkoplazmatyczną. Wpływa to na przekazywanie impulsów nerwowych w obrębie MU, powodujące zwolnienie rozprzestrzeniania się pobudzenia wzdłuż włókien mięśniowych, co z kolei wpływa na zwolnienie procesów skurczu i rozkurczu oraz spadek siły i przez to zmniejszenie mocy skurczu mięśnia. Narastające zmęczenia generuje także zakłócenia w funkcjonowaniu dopływu informacji do ośrodkowego układu nerwowego. W konsekwencji upośledzona jest sprawność psychomotoryczna, co się objawia zarówno zaburzeniami aparatu ruchowego, jak i procesów psychicznych.

Utrzymywanie wysiłku skutkuje wzmożonym zapotrzebowaniem na związki energetyczne, które są wykorzystywane w przemianach biochemicznych, co powoduje wyczerpanie się zasobów glikogenu w mięśniach, a tym samym ubytek kwasu adenozynotrifosforowego (ATP) i fosfokreatyny (CrP). W wyniku przemian biochemicznych gromadzą się produkty przemiany materii, takie jak kwas mlekowy, kreatyna, dwutlenek węgla. Powoduje to zmianę kwasowości środowiska komórkowego. Szkodliwe metabolity oddziałują na cały organizm, wywołując w nim określone zmiany czynnościowe. W następstwie tych zmian zwiększa się częstość skurczów serca oraz jego objętość wyrzutowa i ciśnienie tętnicze krwi, co prowadzi do zwiększenia przepływu obwodowego krwi w pracujących mięśniach jak również zwiększenia częstości oddechu. Zmiany te umożliwiają zwiększenie zaopatrywania mięśni w tlen oraz intensyfikację usuwania nagromadzanych szkodliwych produktów przemiany materii, a także usuwanie ciepła wytwarzanego w procesach energetycznych.

Nawiązując do modelu Kędziora i Wita (2002), wysiłek mięśniowy i będące jego następstwem zmęczenie dotyczą wszystkich trzech układów (układu sterowania, układu zasilania i układu ruchu). Zatem ocena zmęczenia może się odbywać przez pomiar wskaźników definiujących odpowiedź organizmu w odniesieniu do zmian wewnętrznych w układach mięśniowym, nerwowym, sercowo-naczyniowym i oddechowym (rys. VIII-1). Zmiany parametrów opisujących funkcjonowanie układów sterowania, zasilania i ruchu odzwierciedlają w sposób ilościowy odpowiedź organizmu oraz narastające w czasie zmęczenie. Natomiast wartości tych parametrów odpowiadające wysiłkowi maksymalnemu (np. możliwości wywierania maksymalnej siły) lub spoczynkowemu definiują pojemność systemu, czyli możliwości organizmu człowieka.



Rys. VIII-1. Źródła i wskaźniki zmęczenia mięśniowego

Ponieważ mechanizm rozwoju zmęczenia mięśniowego jest złożony i zależny od wielu czynników, więc zarówno objawy zmęczenia jak i jego mechanizmy fizjologiczne są różnorodne i zależą od rodzaju wysiłku, który doprowadza do jego rozwoju, a obiektywne kryteria oceny zmęczenia są dosyć ograniczone. Oprócz zastosowania miar opartych na wskaźnikach opisujących odpowiedź lub pojemność organizmu zmęczenie jest także oceniane za pomocą takich metod, jak np. obserwacja wykonywanych zadań i mierniki subiektywne. W sposób subiektywny zmęczenie może być mierzone za pomocą kwestionariuszy, np. Fatigue Questionnaire (Alberts i in., 1997). Subiektywne narzędzia oceny zmęczenia dają ograniczony wgląd w jego przyczyny i mechanizmy, i nie będą dokładniej opisywane w tej monografii.

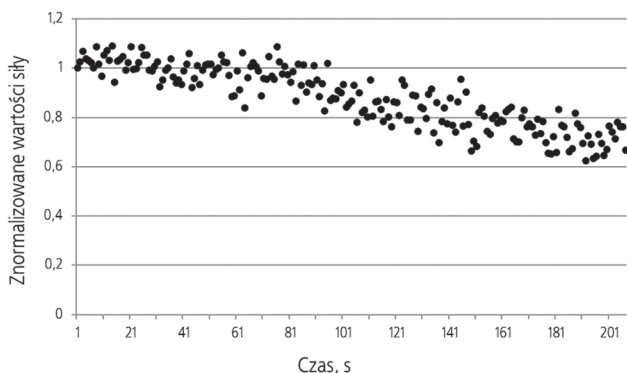
VIII.2. Wskaźniki zmęczenia mięśniowego

VIII.2.1. Wartość siły maksymalnej

Procesy zmęczenia prowadzą do zmiany możliwości mięśni do utrzymywania określonego poziomu siły lub/i pozycji ciała. Stąd też zmęczenie jest często

definiowane jako spadek możliwości generowania siły w wyniku trwającego wysiłku (Vøllestad, 1997). Spadek poziomu wywieranej siły wyrażony ilościowo jest zewnętrznym objawem zmęczenia, umożliwiającym jego ocenę bez wnikania w procesy zachodzące w mięśniach.

Zmniejszenie utrzymywanej siły występuje zarówno wówczas, gdy jest wywierana siła maksymalna w sposób ciągły, jak i wówczas, gdy siła jest wywierana jako obciążenie powtarzalne. Porównanie obciążenia stałego i powtarzalnego na takim samym poziomie wywieranej siły wskazuje na większy spadek siły podczas obciążenia stałego. Na rysunku VIII-2 przedstawiono przykładowy rozkład punktów pomiarowych odpowiadających kolejnym wartościom siły ścisku ręki dla obciążenia



o charakterze powtarzalnym, znormalizowanych do pierwszego pomiaru.

Rys. VIII-2. Znormalizowane wartości siły w kolejnych cyklach obciążenia (badania własne)

Na podstawie analizy ułożenia punktów pomiarowych można dokonać aproksymacji zależności między wartościami siły a czasem za pomocą określonej funkcji matematycznej, np. w postaci logarytmicznej. Wówczas zmiany mierzonych wartości siły są opisane w sposób ilościowy jako funkcja czasu. Wartości siły obliczone z aproksymowanej zależności matematycznej z uwzględnieniem wartości funkcji dla czasu początkowego i dla czasu końcowego umożliwiają wyznaczenie wskaźnika zmian siły różnicującego zmęczenie mięśniowe w sposób ilościowy (Roman-Liu i in., 2005). W przypadku przyjęcia zależności logarytmicznej i czasu wywierania siły równego 10 min wskaźnik zmian siły może być opisany zależnością (VIII-1), w której parametry C i d zależą od kształtu funkcji aproksymującej punkty pomiarowe (zmierzone wartości siły):

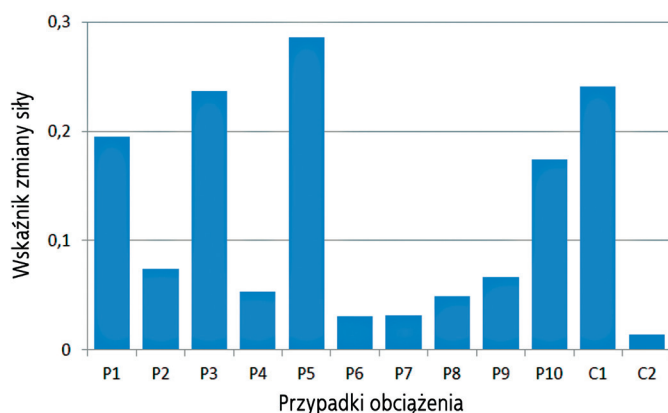
$$\text{wskaźnik zmian siły} = \frac{(C \ln 600 + d) - (C \ln 1 + d)}{(C \ln 1 + d)} \quad (\text{VIII-1})$$

W badaniach Roman-Liu i in. (2005) przeprowadzono ocenę zmęczenia z zastosowaniem wskaźnika zmian siły dla przypadków, gdy siła wywierana była jako czynność powtarzalna. Charakterystykę dziesięciu przypadków obciążenia o charakterze powtarzalnym (od P1 do P10), zróżnicowanych co do parametrów odnoszących się do wartości siły względnej $\%MVC$ oraz sekwencji czasowych wywierania siły, przedstawiono w tabeli VIII-1. Badania obejmowały także dwa przypadki obciążenia ciągłego: wywieranie siły na poziomie 40% MVC w ciągu 230 s (przypadek C1) i wywieranie siły na poziomie 15% MVC przez 300 s (przypadek C2). Wartości wskaźnika zmian siły przedstawione na rys. VIII-3 wskazują na znaczące zróżnicowanie zmęczenia w zależności od wykonywanego zadania.

Tabela VIII-1. Charakterystyka przypadków obciążenia o charakterze powtarzalnym, na które składały się dwie czynności odpowiadające dwóm fazom cyklu

Przypadek	CT, s	RF_1	DP_1, s	RF_2	DP_2, s
P1	5	0,50	4	0	1
P2	7,8	0,50	1	0,13	6,8
P3	4	0,51	2	0,23	2
P4	3	0,31	1	0	2
P5	2	1,00	1	0	1
P6	31	0,70	7	0	24
P7	10,5	0,30	1	0	9,5
P8	15,8	0,46	1	0,14	14,8
P9	7,4	0,30	5	0,10	2,4
P10	9	0,50	7	0	2

CT – czas cyklu; RF – siła względna fazy cyklu; DP – czas trwania fazy cyklu).



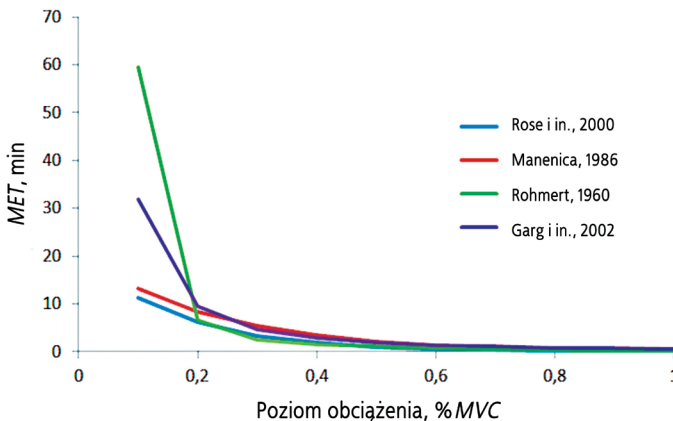
Rys. VIII-3. Wartości wskaźnika zmian siły dla różnych przypadków obciążenia scharakteryzowanych w tabeli VIII-1

VIII.2.2. Maksymalny czas utrzymywania obciążenia

Ze względu na to, że w czasie maksymalnego lub submaksymalnego skurczu w mięśniu zachodzą procesy fizjologiczne i biochemiczne zmieniające jego możliwości utrzymania siły na tym samym poziomie, wskaźnikiem zmęczenia może być zarówno wartość opisująca spadek siły w określonym czasie, jak i czas utrzymywania siły na stałym, zadanym poziomie. Oznacza to, że wskaźnikiem wykorzystywanym do oceny zmęczenia może być również maksymalny czas utrzymywania obciążenia – *MET* (ang. *maximum endurance time*). Maksymalny czas utrzymywania obciążenia na stałym zadanym poziomie jest oznaczany na podstawie subiektywnej oceny osoby badanej, ale także obiektywnie – na podstawie pojawiającego się drżenia mięśni bądź wówczas, gdy zaczyna spadać wartość wywieranej siły.

Badania nad czasem utrzymywania siły na różnych poziomach rozpoczął Rohmert, który w 1973 r. określił zależność pomiędzy siłą a maksymalnym czasem jej utrzymywania (Rohmert i in., 1973). Późniejsze badania tego typu wykazały, że *MET* zmienia się w zależności od tego, jakie mięśnie są zaangażowane w utrzymywanie siły oraz w zależności od cech osobniczych, takich jak wiek i płeć (El ahrache i in., 2006; Ma i in., 2009). Zazwyczaj przyjmuje się *MET* dla tej grupy mięśniowej, która jest najbardziej obciążona podczas wykonywanych czynności. Występuje różnica w zmęczeniu wyrażonym za pomocą *MET* u kobiet i u mężczyzn. Ponieważ zmęczenie u kobiet występuje później niż u mężczyzn, więc *MET* jest u nich większe (West i in., 1995). Na rysunku VIII-4 przedstawiono zależności wartości *MET* od poziomu

siły mięśniowej wyrażonej jako %MVC, uzyskane w różnych badaniach.



Rys. VIII-4. Zależność między maksymalnym czasem utrzymywania obciążenia (*MET*) a poziomem wywieranej siły (%MVC) uzyskana w wybranych badaniach dla różnych warunków określonych rodzajem obciążenia i czynnikami indywidualnymi

Zarówno w przypadku pracy statycznej ciągłej jak i przerywanej maksymalny czas utrzymywania obciążenia jest odwrotnie proporcjonalny do poziomu wywieranej siły (Fugelvand i in., 1993), przy czym zależność pomiędzy czasem utrzymywania obciążenia a poziomem siły może być wyrażona za pomocą różnych funkcji. Jednakże, jak się wydaje, najbardziej odpowiednim do wyrażenia zależności między maksymalnym czasem wykonywania pracy a obciążeniem jest funkcja wykładnicza opisana wzorem (VIII-2), z wartościami *MET* zbliżającymi się asymptotycznie do zera wraz ze wzrostem %*MVC* oraz do nieskończoności dla pewnego stałego poziomu %*MVC*, zróżnicowanego w zależności od czynników wpływających na zależność między *MET* a %*MVC*.

$$MET = ae^{bRF} \quad \text{lub} \quad MET = aRF^b \quad (\text{VIII-2})$$

gdzie:

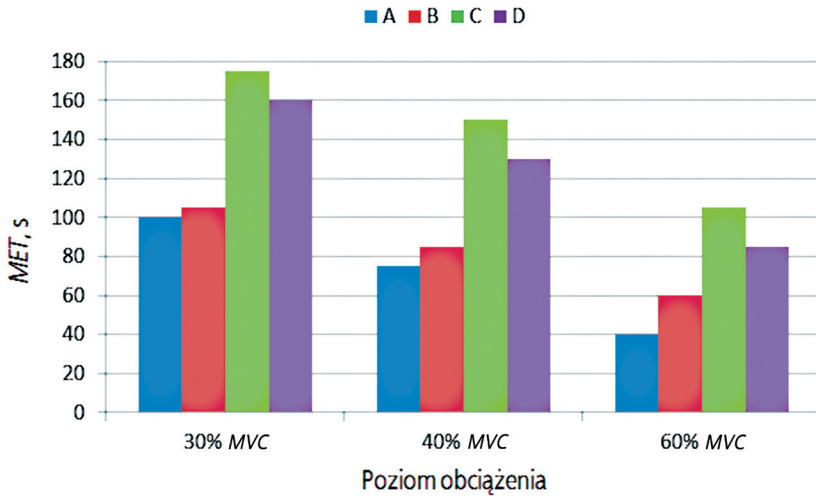
MET – maksymalny czas utrzymywania obciążenia

RF – obciążenie wyrażane jako wartość względna

a, *b* – stałe zależne od przyjmowanej pozycji ciała, rodzaju wywieranej siły i czynników indywidualnych.

Asymptota zmęczenia przedstawiająca zależność pomiędzy obciążeniem a czasem do zmęczenia, opisana przez Rohmerta (1973), wyznacza dopuszczalny czas skurczu mięśnia dla określonego poziomu siły. Chociaż Rohmert nie uwzględniał w swoich badaniach obciążenia poniżej 20% *MVC*, zakładając, że skurcz na niższym poziomie może być utrzymywany nieskończenie długo bez skutków w postaci zmęczenia lokalnego. Jednakże współczesna wiedza wskazuje, że nawet w sytuacji bardzo niskiego poziomu obciążenia istnieją zjawiska, które prowadzą do zmęczenia mięśni i w wyniku tego do zmian powodujących dolegliwości bólowe.

Czas utrzymywania obciążenia zależy od wielkości siły, lecz także od pozycji ciała podczas utrzymywania siły. Na rysunku VIII-5 przedstawiono wartości *MET* dla czynności podnoszenia ładunku wywieranej pionowo do góry, dla trzech różnych poziomów siły względnej wyrażanej jako %*MVC* oraz różnych pozycji ciała wynikających z położenia początkowego podnoszonego przedmiotu. Wartości *MET* zmniejszają się wraz ze wzrostem %*MVC*, ale także są uwarunkowane przyjmowaną pozycją ciała.



Rys. VIII-5. Maksymalny czas utrzymywania obciążenia (*MET*) dla czynności podnoszenia ładunków różniących się masą, pozycją ciała i położeniem podnoszonego przedmiotu (A i B – plecy i kończyny górne wyprostowane, zgięcie w kolanach; C i D – plecy i kończyny górne zgięte, kolana wyprostowane), (na podstawie Nag, 1991)

VIII.2.3. Wartości parametrów przemian biochemicznych

Zmęczenie mięśniowe skutkujące niemożnością utrzymania zadanej siły rozwija się w wyniku wyczerpywania się zasobów energetycznych oraz wzrostu stężenia produktów przemian biochemicznych we krwi i w mięśniach. Badania wskaźników biochemicznych procesów zmęczenia wymagają zastosowania technik inwazyjnych w celu uzyskania próbek krwi i/lub tkanki mięśniowej. Takie badania były prowadzone od lat 70. dwudziestego wieku, z największym natężeniem w latach 80. Ze względu na brak w tym czasie ograniczeń etycznych dotyczących badań na zwierzętach większość z nich dotyczyła stężenia parametrów biochemicznych właśnie w mięśniach zwierząt.

Badania parametrów przemian biochemicznych koncentrują się na oznaczaniu zmian stężenia glikogenu, kwasu mlekowego, CrP (fosfokreatyny) i ATP (kwasu adenozynotrifosforowego) na podstawie próbek uzyskanych w wyniku biopsji mięśni (Vollestad i in., 1988). Stężenie wyrażane jest w milimolach na kilogram suchego lub mokrego mięśnia. Na podstawie próbek krwi określone jest stężenie kwasu mlekowego, jonów potasu (K^+) oraz zawartość tlenu (Vollestad i in., 1990). Przykładowe wyniki badań, które przedstawiają zmiany stężenia metabolitów na skutek obciążenia statycznego w zakresie do 30% *MVC* przedstawiono w tabeli VIII-2.

VIII.2.4. Wartość parametru: prędkość przewodzenia fali pobudzenia

Zmiana środowiska biochemicznego towarzysząca zmęczeniu mięśniowemu powoduje zmniejszenie prędkości przewodzenia fali pobudzenia – *CV* (ang. *conduction velocity*) wywołującej skurcz mięśnia i w następstwie zmniejszenie prędkości skurczu mięśnia (Yaar i Niles, 1992). Źródłem tego zjawiska jest między innymi wzrost stężenia jonów K^+ w przestrzeni zewnątrzkomórkowej powodujący zmniejszenie potencjału błony komórkowej i w następstwie spadek prędkości przewodzenia fali pobudzenia wzdłuż włókien mięśniowych. Jednakże zmniejszenie *CV* przypisuje się przede wszystkim kumulacji metabolitów ze względu na brak właściwej cyrkulacji płynów ustrojowych. Zmiany wartości *CV* pojawiają się nawet podczas skurczów na niskim poziomie, pomimo wystarczającego przepływu krwi (Sjøgaard i in., 1988), ale oczywiście są jeszcze mocniej zaakcentowane, gdy przepływ krwi jest zakłócony.

Tabela VIII-2. Zmiany stężenia metabolitów (ATP, CrP, glikogen, kwas mlekowy w mięśniu) pod wpływem różnych poziomów obciążenia do 30% *MVC*, uzyskane w różnych badaniach

Parametr	Badanie	Poziom obciążenia, % <i>MVC</i>	Zmiana, %
ATP	Karlsson i Ollander (1972)	10	2
	Karlsson i in. (1975)	20	10
	Karlsson i Ollander (1972)	25	-7
	Karlsson i in. (1975)	30	-24
CrP	Karlsson i Ollander (1972)	10	-33
	Karlsson i in. (1975)	20	-61
	Spriet i Hultman (1987)	25	-94
	Karlsson i Ollander (1972)	25	-73
	Moussavi i in. (1989)	30	-15
	Karlsson i in. (1975)	30	-91
Glikogen	Hultman i Soderlund (1988)	15	-17
	Karlsson i in. (1975)	20	-20
	Karlsson i in. (1975)	30	-20
Kwas mlekowy w mięśniu	Karlsson i Ollander (1972)	10	264
	Karlsson i in. (1975)	20	917
	Rosendal i in. (2004)	20	43
	Karlsson i Ollander (1972)	25	1173
	Karlsson i in. (1975)	30	1564

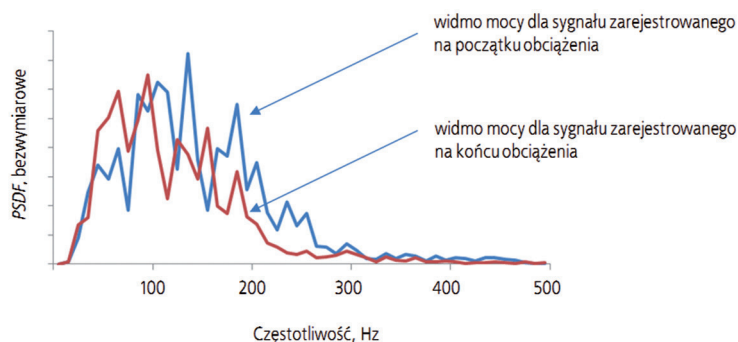
VIII.2.5. Wartości parametrów charakteryzujących sygnał EMG

Zmiana środowiska biochemicznego mięśnia powoduje spadek prędkości przewodzenia fali pobudzenia. Na skutek zakłócenia właściwego stosunku jonów potasowych i jonów sodowych pod wpływem wysiłku, zmianie podlega także próg pobudliwości. Wydłuża się okres od chwili pobudzenia mięśnia do początku skurczu oraz maleje średnia częstość wyładowań MU. Wszystkie te zjawiska wpływają na kształt MUAPs, co z kolei ma wpływ na charakterystykę zarejestrowanego sygnału EMG. Ponadto zmiany spowodowane zmęczeniem prowadzą do ograniczenia zdolności komórek mięśniowych do skurczu, co przejawia się zmniejszeniem siły i szybkości skurczów. Kompensację utraty siły można uzyskać przez wzrost liczby pobudzonych MU bądź też wzrost częstotliwości wyładowań (Lippold i in., 1960). Na niskich poziomach *MVC* rekrutowane są kolejne MU, podczas gdy na wysokich poziomach zwiększanie siły następuje przez zmiany częstotliwości wyładowań. Rekrutowanie większej liczby MU skutkuje zwiększeniem amplitudy.

Nowo zrekrutowane MU mają inną charakterystykę częstotliwościową. Hipotetycznie te dodatkowe MU mają większą *CV* niż rekrutowane początkowo, ponieważ nie są zmęczone, lecz również dlatego, że ich włókna mięśniowe są większe. Zatem występuje sytuacja, gdy zmęczone MU są przyczyną zwiększenia w widmie mocy sygnału EMG udziału niskich częstotliwości, podczas gdy rekrutacja kolejnych MU zwiększa udział częstotliwości wyższych. Sytuacja taka stanowi problem dla oceny zmęczenia w warunkach niskiego poziomu siły (poniżej 20% *MVC*).

Zmiany w widmie mocy wynikające ze zmęczenia MU, z których jest rejestrowany sygnał EMG, poszerzają widmo mocy w obszarze niskich częstotliwości i są określane jako przesunięcie widma lub bardziej adekwatnie – kompresja widma (rys. VIII-6). Zmiany te są wyraźne podczas obciążenia mięśni na poziomie powyżej 30% *MVC*. W przypadku niewielkiego obciążenia wspomniana rekrutacja niezmęczonych MU wprowadza zakłócenia w ocenie zmęczenia.

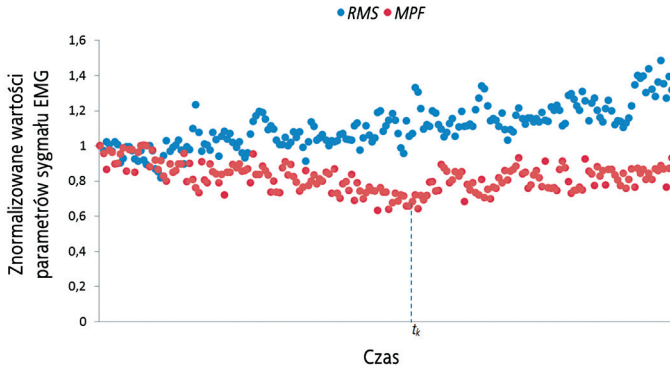
Kompresja widma mocy wpływa na zmiany kształtu periodogramu, co powoduje zmiany wartości charakterystycznych parametrów widma mocy, takich jak częstotliwość medialna (*MPF*) i częstotliwość średnia (*MF*). Oznacza to, że zmęczenie może być wyrażone w sposób ilościowy przez zmiany wartości parametrów sygnału EMG zachodzące wraz z czasem trwania obciążenia. Ze względu na to, że proces zmęczenia mięśni powoduje wzrost amplitudy sygnału EMG oraz przesunięcie widma mocy w kierunku niskich częstotliwości, należy się spodziewać wzrostu amplitudy i spadku wartości parametrów opisujących widmo mocy. Zatem w celu oceny zmęczenia ocenie podlega charakter zmian parametru



Rys. VIII-6. Widmo mocy sygnału EMG zarejestrowanego z mięśnia *biceps brachii* na początku i na końcu obciążenia (źródło własne)

obliczanego w dziedzinie czasu i parametru obliczanego w dziedzinie częstotliwości. W dziedzinie częstotliwości jako wskaźniki zmęczenia stosowane są głównie *MF* i *MPF*. Przy czym przyjmuje się, że parametr *MPF* jest mniej niż *MF* czuły na zakłócenia, a w większości przypadków bardziej wrażliwy na zmiany zachodzące w czasie skurczu mięśnia pod wpływem procesów biochemicznych (Merletti i in., 1992). Rzadziej stosowane są inne parametry charakteryzujące widmo mocy, jak np. częstotliwość pików widma lub stosunek pomiędzy pasmem niskich i wysokich częstotliwości. Parametr oceny kompresji widma może być oparty na funkcji dystrybucyjnej częstotliwości sygnału EMG, gdzie oceniane jest przesunięcie wszystkich centylowych częstotliwości całego widma mocy. Stosowany jest także parametr wyrażający liczbę przejść sygnału przez zero – *ZC* (ang. *zero crossing*). Choć *ZC* nie opisuje widma mocy, to jego miarą jest częstotliwość, czyli liczba przejść przez zero w ciągu sekundy.

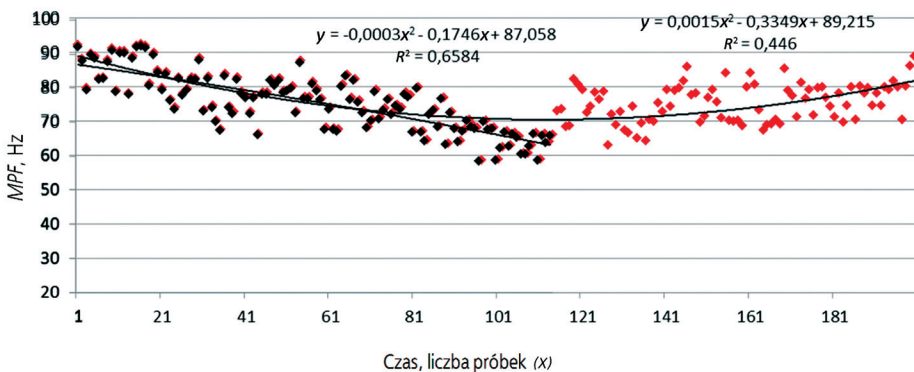
Wywołana zmęczeniem rekrutacja dodatkowych MU, mająca na celu utrzymanie zadanego poziomu siły, ma znaczenie w sumarycznej częstości wyładowań MU zaangażowanych w wykonywanie danej czynności. Występowanie zarówno składowych częstotliwości MU zmęczonych (niskie częstotliwości), jak i MU nowo zrekrutowanych, niezmęczonych (wysokie częstotliwości), ma znaczenie dla oceny zmęczenia. W przypadku skurczu mięśnia na niskim poziomie siły wpływ nowo zrekrutowanych niezmęczonych MU powodujących wzrost wysokich częstotliwości może być przyczyną wzrostu wartości parametrów widma mocy (Hägg i Suurkula, 1991). Może to wprowadzać niedokładności w ocenie zmęczenia mięśniowego z zastosowaniem parametrów widma mocy. Na rysunku VIII-7 przedstawiono przykładową sytuację, gdy występuje początkowy spadek wartości parametru *MPF* z późniejszym jego wzrostem, przy ciągłym wzroście wartości parametru *RMS*.



Rys. VIII-7. Znormalizowane wartości parametrów *RMS* i *MPF* dla kolejnych próbek pomiarowych sygnału EMG zarejestrowanego podczas obciążenia na poziomie 15% *MVC* (po czasie t_k następował wzrost obydwu parametrów), (badania własne)

Ilościowe zmiany wartości parametrów sygnału EMG obliczonych w dziedzinie czasu i dziedzinie częstotliwości stosowane są jako wskaźniki zmęczenia mięśniowego (Roman-Liu i in., 2004). Podstawę do oceny stanowi zależność matematyczna, będąca aproksymacją rozkładu parametru sygnału EMG w czasie pomiaru i wyrażająca wartość tego parametru jako funkcję czasu obciążenia. Jako funkcję aproksymującą można zastosować np. zależność wielomianową drugiego stopnia lub zależność logarytmiczną.

W analizie zmian parametrów sygnału EMG istotne znaczenie ma czas obciążenia, czyli liczba próbek przyjętych do analizy. Analiza może dotyczyć całego pomiaru bądź też tylko fragmentów, w których widoczne są zmiany parametrów sygnału EMG typowe dla zmęczenia mięśnia. Czas, jaki jest uwzględniany w ocenie zmęczenia, ma wpływ na wartości stałych funkcji aproksymującej rozkład wartości parametru w czasie. Jeśli do oceny zmęczenia przyjmuje się czas mierzony do momentu wystąpienia rosnących zmian parametru w dziedzinie częstotliwości (czas t_k na rys. VIII-7), to równanie funkcji różni się od równania, jakie byłoby przyjęte po uwzględnieniu całego czasu obciążenia (rys. VIII-8).



Rys. VIII-8. Różnice w równaniu funkcji aproksymującej wartości parametru *MPF* dla różnych czasów mierzonych liczbą próbek do momentu wystąpienia zmęczenia mięśnia (badania własne)

Zmęczenie mięśniowe widoczne jest przez wzrost wartości parametrów obliczanych w dziedzinie czasu, np. *RMS*, przy jednoczesnym spadku wartości *MF*, *MPF* i *ZC*, więc charakter zmian wymienionych parametrów umożliwia stwierdzenie, który fragment wykresu odpowiada za wystąpienie zmęczenia, a jednocześnie nie ma w nim zakłóceń wartości parametrów wynikających na przykład ze zmian napięcia mięśnia bądź zmiany położenia. Z wykorzystaniem przyjętej funkcji $f(t)$ opisującej trend zmian wartości parametru, czyli wartości stałych funkcji opisującej rozkład punktów pomiarowych, wyznaczany jest współczynnik zmian (*WZ*) parametrów sygnału EMG o postaci wyrażonej wzorem (VIII-3):

$$WZ = \frac{N}{n} \left| \frac{f(t_2) - f(t_1)}{f(t_1)} \right| \quad (\text{VIII-3})$$

gdzie:

$f(t)$ – funkcja opisująca rozkład parametru sygnału EMG dla kolejnych pomiarów
 t_1 – czas końcowy dla parametrów opisujących amplitudę sygnału EMG (*AEMG* i *RMS*) oraz czas początkowy dla parametrów wyznaczonych w dziedzinie częstotliwości

t_2 – czas początkowy dla parametrów opisujących amplitudę sygnału EMG (*AEMG* i *RMS*) oraz czas końcowy dla parametrów wyznaczonych w dziedzinie częstotliwości

N – liczba próbek w całym przebiegu (czas całego przebiegu)

n – liczba próbek w obszarze zmęczenia (czas obszaru zmęczenia).

Czasy t_1 oraz t_2 zostały zdefiniowane w opisany sposób ze względu na przeciwny charakter zmian parametrów czasowych w stosunku do zmian parametrów częstotliwościowych (parametry czasowe rosną, parametry częstotliwościowe maleją ze wzrostem zmęczenia mięśnia). W związku z tym moduł różnicy wartości początkowej i końcowej linii trendu jest zawsze odnoszony do większej z tych wartości. Ze względu na znaczenie długości przedziału czasu przyjętego do analizy współczynnik zmian z przedziału przyjętego do oceny zmęczenia jest odnoszony do długości tego przedziału.

Parametry sygnału EMG, które charakteryzują zmęczenie mięśniowe, są oprócz zachodzących procesów zmęczenia wrażliwe także na inne czynniki. Wpływ tych czynników na charakterystykę sygnału EMG opisano dokładniej w rozdziale VI. Najistotniejsze wśród czynników mających największy wpływ na możliwości i jednoznaczność oceny zmęczenia mięśniowego są czynniki

indywidualne, takie jak np. zawartość w mięśniach włókien mięśniowych określonego typu oraz grubość podskórnej tkanki tłuszczowej. Znaczny wpływ na wartości powszechnie stosowanych parametrów sygnału EMG będących wskaźnikami obciążenia i zmęczenia mięśniowego ma zarówno zawartość włókien mięśniowych określonego typu, jak i proporcja aktywacji włókien typu I i typu II. Szybciej męczą się mięśnie o większym procentowym udziale włókien szybko kurczliwych. Duży udział tego typu włókien zakłada szybki i dominujący spadek CV , a co za tym idzie większy spadek parametrów widma mocy. Do czynników zewnętrznych łączących się z pomiarem zmiany parametrów sygnału EMG wskazujących na zmęczenie należą parametry związane z pozycją ciała i wywieraną siłą.

Analiza sygnału EMG, szczególnie w odniesieniu do zmęczenia mięśniowego, wiąże się z pewnymi ograniczeniami. W celu przeprowadzenia analizy parametrów w dziedzinie częstotliwości konieczna jest rejestracja podczas izometrycznego napięcia mięśni. W przypadku analizy zmęczenia przy zmiennym poziomie wywieranej siły lub zmiennym położeniu kończyny górnej zapewnienie takich warunków pomiaru jest trudne. Tak więc skutki obciążenia powtarzalnego są znacznie trudniejsze do zbadania niż skutki obciążenia o charakterze statycznym. Ze względu na wrażliwość powszechnie używanych do oceny zmęczenia parametrów widma mocy sygnału EMG, takich jak MPF i MF , na różnice cech indywidualnych i związanych z pomiarem trwają poszukiwania innych wskaźników zmian widma mocy, lepiej skorelowanych ze zmęczeniem mięśnia i mniej wrażliwych na wpływ innych czynników. Oznacza to potrzebę opracowania nowych parametrów widma mocy sygnału EMG, które umożliwią rozróżnienie zmian wynikających ze zmęczenia mięśni od zmian związanych np. z rekrutacją nowych jednostek motorycznych.

VIII.2.6. Wartości parametrów fizjologicznych

Wysiłek skutkuje wzmożonym zapotrzebowaniem na wykorzystywane w przemianach biochemicznych związki energetyczne, jednocześnie gromadzone są metabolity, które za pośrednictwem układu krążenia, układu nerwowego i hormonalnego oddziałują na cały organizm, wywołując w nim określone zmiany czynnościowe. Zwiększa się częstość skurczów serca oraz jego objętość wyrzutowa i podwyższa się ciśnienie tętnicze krwi, co prowadzi do zwiększenia przepływu obwodowego krwi w pracujących mięśniach jak również zwiększenia częstości oddechu. Zatem

wskaźniki fizjologiczne opisujące zmiany czynnościowe organizmu mogą być stosowane jako mierniki zmęczenia.

Jedną z najczęściej stosowanych miar fizjologicznych jest zużycie tlenu w organizmie. Jest to sumaryczny wskaźnik charakteryzujący sprawność układu krążenia i układu oddechowego. Wskaźnik ten jest powiązany z częstością oddychania, tętnem oraz ciśnieniem krwi (rozdz. V.3). Badając wydychane powietrze, określa się ilość zużytych metabolitów.

Oprócz zużycia tlenu stosowane są także takie wskaźniki, jak częstość skurczów serca (*HR*) czy ciśnienie krwi (*BP*). Szczególnie często jako wskaźnik zmęczenia układu mięśniowo-szkieletowego stosuje się częstość skurczów serca, która się zwiększa się już w pierwszych sekundach wysiłku. W przypadku obciążenia na niskim poziomie, w zakresie 10 – 20% *MVC*, częstość stabilizuje się na poziomie wyższym od spoczynkowego o 10 – 15 skurczów/min. Jeśli obciążenie jest większe i wynosi 30 – 50% *MVC*, częstość skurczów serca zwiększa się do 120 – 160 skurczów/min. Dalszy wzrost obciążenia nie powoduje już wzrostu *HR* (Nazar, 1997).

Wysiłek powoduje także wzrost ciśnienia krwi. Jednakże relacja między wzrostem częstości skurczów serca a wzrostem ciśnienia krwi różni się w zależności od rodzaju wysiłku. Podczas wysiłków statycznych, w odróżnieniu od wysiłków podczas ruchu, reakcją układu krążenia jest duży wzrost ciśnienia tętniczego krwi. Wzrost ciśnienia krwi umożliwia utrzymywanie przepływu przez mięśnie podlegające skurczowi izometrycznemu. Zapobiega to zatrzymaniu przepływu krwi. Jednakże, mimo wzrostu ciśnienia tętniczego, odpowiedni przepływ krwi może być utrzymany jedynie przy niewielkich obciążeniach (10 – 15% *MVC*). Opisany wzrost ciśnienia jest korzystny ze względu na potrzeby pracujących mięśni, jednakże powoduje znaczne obciążenia serca, szczególnie u osób z chorobami układu krążenia.

VIII.3. Bibliografia

- Alberts M., Smets E.M.A., Vercoulen J.H.M.M., Garssen B., Bleijenberg G. (1997) *Verkorte vermoeidheidsvragenlijst: een praktisch hulpmiddel bij het scoren van vermoeidheid*. Ned. Tijdschr. Geneeskde., 141:1526-1530.
- Bigland-Ritchie B., Donovan E.F, Roussos C.S.(1981) *Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts*. J. Appl. Physiol., 51:1300-1305.
- Christensen H., Fuglsang-Frederiksen A. (1988) *Quantitative surface EMG during sustained and intermittent submaximal contractions*. EEG Cl. N., 70:239-247.
- El ahrache K., Imbeau D., Farbos B. (2006) *Percentile values for determining maximum endurance times for static muscular work*. Int. J. Ind. Ergonom., 36(2):99-108.
- Fugelvand A.J., Zackowski K.M., Huey K.A, Enoka R.M. (1993) *Impairment of neuromuscular propagation during human fatiguing contractions at submaximal forces*. J. Physiol., 460:549-572.
- Gaillard A.W.K. (2001) *Stress, workload, and fatigue as three biobehavioral states: a general overview*. [W:] Stress, Workload, and Fatigue. Red. P.A. Hancock, P.A. Desmond. Mahwah, NJ, Lawrence Erlbaum Associates, s. 623-640.
- Garg A., Hegmann K.T., Schoworer B.J., Kapellusch J.M. (2002) *The effect of maximum voluntary contraction on endurance times for the shoulder girdle*. Int. J. Ind. Ergonom. 30, 103-113.
- Hägg G.M., Suurküla J. (1991) *Zero crossing rate of electromyograms during occupational work and endurance tests as predictors for work related myalgia in the shoulder/neck region*. Eur. J. Appl. Physiol., 62:436-444.
- Hultman E., Söderlund K. (1988) *Glycogen degradation during isometric exercise at low contraction force*. Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol., 58(3):225-7.
- Inbar G.F., Allin J., Paiss O., Kranz H. (1986) *Monitoring surface EMG spectral changes by the zero crossing rate*. Med. Biol. Eng. Comput., 24(1):10-18.
- Karlsson J., Funderburk C.F., Essen B., Lind A.R. (1975) *Constituents of human muscle in isometric fatigue*. J. Appl. Physiol., 38(2):208-211.
- Kędzior K., Wit A. (2002) *Biomechanika*. Warszawa, Politechnika Warszawska, Akademia Wychowania Fizycznego 2002 [rękopis na prawach maszynopisu].
- Lippold O., Redfearn J., Vučo J. (1960) *The electromyography of fatigue*. Ergonomics, 3(1-4):121-131.

- Ma L., Chablat D., Bennis F., Zhang W. (2009) *Dynamic Muscle Fatigue Evaluation in Virtual Working Environment*. Int. J. Ind. Ergonom., 39(1):211-220.
- Manenica I. (1986) *A technique for postural load assessment*. [W:] The Ergonomics of Working Postures. Red. N. Corlett, J. Wilson, I. Manenica. London, Taylor & Francis, s. 270-277.
- Merletti R., Lo Conte L.R. (1997) *Surface EMG signal processing during isometric contractions*. J. Electromyogr. Kinesiol., 7(4):241-250.
- Merletti R., Lo Conte L. R., Cisari C., Actis M.V. (1992) *Age related changes in surface myoelectric signals*. Scand. J. Rehabil. Med., 24:25-36.
- Nag P.K. 1991. *Endurance limits in different modes of load holding*. Appl. Ergon., 22(3):185-188.
- Nazar K. (1997) *Fizjologia pracy*. [W:] Możliwości psychofizyczne człowieka w środowisku pracy. Bezpieczeństwo pracy i ergonomia. Red. nauk. D. Koradecka. Warszawa, CIOP. T. I, s. 87-118.
- Rohmert W. (1960) *Ermittlung von Erholungspausen für Statische Arbeit des Menschen*. Internationale Zetischrift fur Angewandte Physiologie Einschliesslich Arbeitphysiologie 18, 123-164.
- Rohmert W. (1973) *Problems in determining rest allowances. Part I: Use of modern methods to evaluate stress and strain in static muscular work*. Appl. Ergon., 4:91-95.
- Roman-Liu D., Tokarski T., Wójcik K. (2004) *Quantitative assessment of upper limb muscle fatigue depending on the conditions of repetitive task load*. J. Electromyogr. Kinesiol., 14(6):671-82.
- Roman-Liu D., Tokarski T., Kowalewski R. (2005) *Decrease of force capabilities as an index of upper limb fatigue*. Ergonomics, 48:930-948.
- Roman-Liu D. (2007) *Repetitive task indicator as a tool for assessment of upper limb musculoskeletal load induced by repetitive task*. Ergonomics, 50(11):1740-1760.
- Rose L., Ericsson M., Ortengren R. (2000) *Endurance time, pain and resumption in passive loading of the elbow joint*. Ergonomics 43, 40-420.
- Rosendal L., Blangsted A.K., Kristiansen J., Sogaard K., Langberg H., Sjøgaardl G., Kjær M. (2004) *Interstitial muscle lactate, pyruvate and potassium dynamics in the trapezius muscle during repetitive low-force arm movements, measured with microdialysis*. Acta Physiol. Scand., 182(4):379-388.
- Schweitzer G. (1979) *Muscle injuries in sport*. S. Afr. Med. J., 56(8):289.

Sjøgaard G., Savad G., Juel C. 1988. *Muscle blood flow during isometric activity and its relation to muscle fatigue*. Eur. J. Appl. Physiol., 57:327-335.

Vollestad N.K. (1997) *Measurement of human muscle fatigue*. J. Neurosci. Meth., 74(2):219-227.

Vollestad N.K., Sejersted O.M., Bahr R. (1988) *Motor drive and metabolic responses during repeated submaximal contractions in humans*. J. Appl. Physiol., 64(4):1421-1427.

Vollestad N.K., Wesche J., Sejersted O.M. (1990) *Gradual increase in leg oxygen uptake during repeated submaximal contractions in humans*. J. Appl. Physiol., 68(3):1150-1156.

West W., Hicks A., Clements L., Dowling J. (1995) *The relationship between voluntary electromyogram, endurance time and intensity of effort in isometric handgrip exercise*. Eur. J. Appl. Physiol., 71(4):301-305.

Yaar I., Niles L. 1992. *Muscle fibre conduction velocity and mean power spectrum frequency in neuromuscular disorders and in fatigue*. Muscle Nerve, 25:780-787.

IX. PRZYKŁADY OCENY OBCIĄŻENIA UKŁADU MIĘŚNIOWO-SZKIELETOWEGO RÓŻNYMI METODAMI

IX.1. Etapy oceny stanowisk pracy

W rozdziale tym przedstawiono przykłady oceny obciążenia układu mięśniowo-szkieletowego i ryzyka rozwoju MSDs. Ocenę przeprowadzano metodami oceny obciążenia zewnętrznego opisanymi w rozdziale VII oraz metodami oceny obciążenia wewnętrznego, czyli z zastosowaniem elektromiografii omówionej w rozdziale VI.

W przypadku metod oceny obciążenia zewnętrznego wybrano dwa stanowiska pracy o różnym charakterze. W obu przypadkach do oceny zastosowano metody: SHIFTRISK (Roman-Liu i Tokarski, 2013), REBA (Hignett i McAtamney, 2000) i OWAS (Karhu, 1977). W odniesieniu do stanowiska, na którym jest wykonywana praca powtarzalna kończyn górnych, zastosowano również metodę OCRA (Occhipinti, 1998).

Pierwszym i podstawowym etapem oceny obciążenia i ryzyka rozwoju MSDs jest przygotowanie chronometrażu na podstawie rejestracji czynności na stanowisku pracy oraz zebranie potrzebnych informacji. W tym celu konieczne jest przetransponowanie ciągłego charakteru czynności na charakter quasi statyczny. Taki opis wykonywanych czynności uzyskuje się, przyjmując, że określone pozycje ciała i siła są reprezentatywne dla pewnego fragmentu czasu. Pozycje ciała, wywierane siły oraz czas ich trwania są przyporządkowywane wyszczególnionym w chronometrażu czynnościom pracy. Powtarzany zestaw czynności pojedynczych bądź zgrupowanych w operacje składa się na cykl pracy, w którym pojedyncza czynność stanowi fazę cyklu. Rejestracja czynności pracy powinna umożliwić określenie czasu trwania poszczególnych czynności oraz zdefiniowanie położenia poszczególnych członów ciała wybranych jako reprezentatywne dla każdej z wyodrębnionych czynności.

Chronometraż jest szczególnie istotny w przypadku metod oceny obciążenia zewnętrznego, w których opracowywanie go jest pierwszym krokiem procedury wprowadzania danych wejściowych. Z chronometrażem, oprócz czasu przyporządkowanego każdej czynności, są też powiązane takie parametry, jak liczba czynności oraz całkowity czas trwania sekwencji czynności wchodzących w skład cyklu. Czas czynności jest czasem jednostkowym przypisanym danej czynności. Jeżeli czynność jest powtarzana, to czas jednostkowy jest mnożony przez liczbę powtórzeń i w ten sposób uzyskuje się czas całkowity. Każdej z czynności wyszczególnionych w chronometrażu przyporządkowane jest położenie ciała zdefiniowane wielkością kątów w stawach oraz siłą.

Do oceny obciążenia całego ciała potrzebne jest zdefiniowanie położenia pleców, szyi, ramion oraz kończyn dolnych. Pozycja ciała jest definiowana wielkością kątów w stawach. Zerowe wielkości kątów we wszystkich stawach występują wówczas, gdy przyjmowana jest pozycja stojąca z wyprostowanymi plecami i kończynami górnymi opuszczonymi wzdłuż ciała. Informacje dotyczące wywieranych sił zazwyczaj uzyskuje się z dokumentacji stanowiska pracy. Jednakże w niektórych przypadkach konieczne jest przeprowadzenie pomiarów wywieranej siły.

IX.2. Ocena stanowisk pracy metodami oceny obciążenia zewnętrznego

IX.2.1. Stanowisko składania gniazdek elektrycznych

Na stanowisku składania gniazdek elektrycznych jest wykonywana praca powtarzalna kończyn górnych w pozycji siedzącej, 8 godzin dziennie. Przerwy w pracy, o łącznym czasie trwania 30 minut, występują co 2 godziny. Poszczególne czynności pracy polegają na składaniu małych elementów z wykorzystaniem umiejętności manipulacyjnych rąk i przy niewielkich siłach. Położenie pleców i nóg jest stałe przez cały czas trwania pracy.

Ocena obciążenia mięśniowo-szkieletowego i ryzyka rozwoju MSDs może się odbywać się metodą SHIFTRISK, co umożliwia ocenę całościową, z wyszczególnieniem ryzyka rozwoju MSDs kończyn górnych. Ocena całkowitego obciążenia jest także możliwa przez połączenie kilku metod. W celu całkowitej oceny można zastosować metodę służącą do oceny obciążenia kończyn górnych podczas pracy powtarzalnej i metodę do oceny obciążenia innych obszarów ciała. Tak więc do oceny obciążenia kończyn górnych zastosowano metodę OCRA, a ocenę obciążenia całego ciała przeprowadzono metodami REBA i OWAS.

Tabela IX-1. Chronometraż stanowiska składania gniazdek elektrycznych

Fot.	Operacja	Liczba operacji	Czynność pracy	Czas trwania czynności, s	Czas zsumowany, s
1.	Pobranie gniazdka	1	pochwycenie gniazdka	1,6	1,6
2.			składanie	2,2	2,2
3.	Składanie I	2	pobranie dwóch elementów	1,3	2,6
4.			skręcanie elementów	1,4	2,8
5.			pobranie elementu	1,4	2,8
4.			skręcanie elementów	1	2
2.			składanie	1,2	2,4
6.	Składanie II	4	pobranie dwóch elementów	2,2	8,8
4.			skręcanie elementów	1,4	5,6
2.			składanie	0,6	2,4
7.	Składanie III	2	pobranie elementu	2,1	4,2
4.			skręcanie elementów	1,4	2,8
2.			składanie	0,6	1,2
8.	Składanie IV	1	pochwycenie gniazdka	1,9	1,9
2.			składanie	1,1	1,1
9.	Odłożenie gniazdka	1	odłożenie gniazdka	1,9	1,9

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rysunku IX-1.

Przedstawiony w tabeli IX-1 chronometraż, uwzględniający wyszczególnione czynności i czas ich trwania, wykorzystano we wszystkich zastosowanych metodach oceny. Pierwszym etapem oceny jest zdefiniowanie pozycji ciała charakterystycznych dla kolejnych czynności ujętych w chronometrażu (rys. IX-1). Zróżnicowanie na czynności pracy zależy od różnic w położeniu członów ciała i/lub zmian wartości wywieranych sił. W przypadku stanowiska składanie gniazdek elektrycznych liczba czynności zdeterminowana jest zmianami położenia kończyn górnych. Wyodrębniono sześć operacji takich samych dla obydwu kończyn górnych, na które składa się dziewięć różnych czynności. Niektóre czynności lub sekwencje czynności (operacje) były powtarzane wewnątrz cyklu. Operacje „pobranie gniazdka”, „składanie IV” i „odłożenie gniazdka” były wykonywane jednokrotnie. Operacje „składanie I” i „składanie III” – dwukrotnie. Natomiast operacja „składanie II” była powtarzana cztery razy. W sumie na jeden cykl składały się 33 czynności. Dla oceny obciążenia i ryzyka istotny jest czas jednostkowy przyporządkowany danej czynności, lecz także taki parametr jak czas zsumowany, który uwzględnia liczbę powtórzeń danej czynności i jest sumą czasu trwania tej

samej czynności wewnątrz cyklu. Długość cyklu (*CT*), czyli czas wykonywania wszystkich czynności, wynosi 46,3 sekundy. Dla oceny obciążenia na stanowisku pracy istotne jest także, czy podczas pracy występują przerwy oraz jak długo trwa zmiana robocza. W przypadku analizowanego stanowiska pracy przerwy występują co 2 godziny, a czas trwania zmiany roboczej wynosi 8 godzin.



Rys. IX-1. Kolejne pozycje ciała przyjmowane podczas pracy na stanowisku składania gniazdek elektrycznych

Ocena obciążenia kończyn górnych, pleców i szyi metodą SHIFTRISK

W metodzie SHIFTRISK pozycja ciała przyjmowana jako reprezentatywna dla kolejnych czynności jest definiowana wielkością kątów w stawach. Danymi

wejściowymi są wielkości 24 kątów definiujących pozycję ciała, wartości siły dla 10 typów aktywności siłowych oraz parametry definiujące sekwencje czasu, czyli czas jednostkowy trwania każdej z czynności (faz cyklu pracy), liczba faz cyklu i powiązany z tymi dwoma parametrami czas cyklu.

Położenie kończyn górnych dla wszystkich wyodrębnionych czynności zdefiniowano wielkościami kątów zgodnie z tabelą IX-2. Każda z czynności różni się od pozostałych wielkością co najmniej jednego kąta.

Tabela IX-2. Dane wejściowe w metodzie SHIFTRISK, dla stanowiska składania gniazdek elektrycznych, definiujące położenie kończyn górnych (lewej i prawej) podczas każdej z czynności pracy

Fot.	Kończyna lewa							Kończyna prawa						
	q_1	q_2	q_3	q_4	q_5	q_6	q_7	q_1	q_2	q_3	q_4	q_5	q_6	q_7
1.	110	30	-130	40	-80	0	-10	10	0	-30	80	-80	0	-10
2.	40	10	-50	80	-80	0	-10	40	10	-50	80	-80	0	-10
3.	10	30	-30	70	-80	0	-10	10	30	-30	70	-80	0	-10
4.	30	10	-50	90	-10	0	-10	30	10	-50	90	-10	0	-10
5.	30	10	-60	90	70	0	0	40	10	-20	80	-80	0	-10
4.	30	10	-50	90	-10	0	-10	30	10	-50	90	-10	0	-10
2.	40	10	-50	80	-80	0	-10	40	10	-50	80	-80	0	-10
6.	20	40	10	50	-80	0	-10	20	40	10	50	-80	0	-10
4.	30	10	-50	90	-10	0	-10	30	10	-50	90	-10	0	-10
2.	40	10	-50	80	-80	0	-10	40	10	-50	80	-80	0	-10
7.	40	10	-50	90	-80	0	-10	10	40	-30	70	-80	0	-10
4.	30	10	-50	90	-10	0	-10	30	10	-50	90	-10	0	-10
2.	40	10	-50	80	-80	0	-10	40	10	-50	80	-80	0	-10
8.	40	10	-50	90	-80	0	-10	100	30	-130	30	-80	0	-10
2.	40	10	-50	80	-80	0	-10	40	10	-50	80	-80	0	-10
9.	30	30	-80	80	20	-10	10	30	30	-80	80	20	-10	10

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rysunku IX-1; q_1 – kąt odwodzenia/przywodzenia ramienia, q_2 – kąt zginania/prostowania ramienia, q_3 – kąt obrotu ramienia, q_4 – kąt zgięcia w łokciu, q_5 – kąt pronacji/supinacji, q_6 – kąt odwodzenia/przywodzenia nadgarstka, q_7 – kąt zginania/prostowania nadgarstka; wielkość kątów podano w stopniach.

W tabeli IX-3 przedstawiono wielkości kątów położenia pleców przypisane pozycjom oznaczonym tak jak na rys. IX-1. Ponieważ wszystkie czynności są wykonywane tylko z zaangażowaniem kończyn górnych w siedzącej pozycji ciała, więc do oceny obciążenia nie są potrzebne kąty opisujące położenie kończyn dolnych. Położenie pleców jest takie samo dla większości czynności wyodrębnionych w chronometrażu. Tylko dla czynności oznaczonej „1” położenie pleców i szyi różni się od pozostałych.

Tabela IX-3. Dane wejściowe w metodzie SHIFTRISK, dla stanowiska składania gniazdek elektrycznych, definiujące położenie pleców i kończyn dolnych

Fot.	Część lędźwiowa			Część szyjna		
	α	β	γ	τ	φ	χ
1.	0	0	20	10	0	20
2.	0	0	0	0	0	0
3.	0	0	0	0	0	0
4.	0	0	0	0	0	0
5.	0	0	0	0	0	0
4.	0	0	0	0	0	0
2.	0	0	0	0	0	0
6.	0	0	0	0	0	0
4.	0	0	0	0	0	0
2.	0	0	0	0	0	0
7.	0	0	0	0	0	0
4.	0	0	0	0	0	0
2.	0	0	0	0	0	0
8.	0	0	0	1	0	2
2.	0	0	0	0	0	0
9.	0	0	0	0	0	0

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rys. IX-1; α – kąt zginania pleców, τ – kąt zginania szyi, β – kąt zginania bocznego pleców, φ – kąt zginania bocznego szyi, γ – kąt obrotu pleców, χ – kąt obrotu szyi; wielkość kątów podano w stopniach.

Charakterystyka siłowa stanowiska pracy składania gniazdek elektrycznych wskazuje na niewielkie zróżnicowanie pomiędzy czynnościami pracy. Podczas większości wykonywanych czynności jest wywierana siła chwytu palcami. W przypadku kończyny górnej lewej ten typ siły występuje podczas czynności od 2. do 8., natomiast w przypadku kończyny górnej prawej podczas czynności 2. Jako wartość siły chwytu palcami przypisano najmniejszą wartość uwzględnianą w metodzie, czyli 0,5 N (tab. IX-4). W przypadku kończyny prawej czynności od 3. do 9. charakteryzowały się taką samą wartością siły. Była to siła pchania o wartości 1 N. Podczas wykonywania czynności 1. kończyna prawa nie wywiera żadnej siły, podczas gdy kończyna lewa chwytą przedmiot palcami, czyli wywiera siłę typu chwyt palcami o wartości 1 N.

Kolejnym krokiem jest odniesienie wartości bezwzględnych siły do maksymalnych możliwości pracownika. Wartości maksymalne mogą być zmierzone lub obliczone z zastosowaniem zależności matematycznych (tab. VII-11 i VII-12). W tym przypadku wykorzystano zależności matematyczne. Po zsumowaniu jako

RMS (ang. *root mean square*) wartości względnych każdego z występujących typów siły (wartość siły z tabeli IX-4 odniesiona do obliczonej wartości maksymalnej) dla każdej z czynności uzyskano wartość *RF*.

Tabela IX-4. Dane wejściowe dla stanowiska składania gniazdek elektrycznych, obejmujące wartości siły każdej z aktywności siłowych uwzględnionych w metodzie SHIFTRISK podczas poszczególnych czynności pracy, które posłużyły do obliczenia względnej siły wypadkowej

Fot.	F_{han} N	M_{grip} N	M_{pinch} N	F_{tip} N	F_{lat} N	F_{pal} N	F_{push} N	F_{lift} N	F_{pron} N·m	F_{sup} N·m	RF
Kończyna górna lewa											
1.	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0,13
2.	0	0	0,5	0	0	0	0	0	0	0	0,10
3.	0	0	0,5	0	0	0	0	0	0	0	0,11
4.	0	0	0,5	0	0	0	0	0	0	0	0,08
5.	0	0	0,5	0	0	0	0	0	0	0	0,09
4.	0	0	0,5	0	0	0	0	0	0	0	0,08
2.	0	0	0,5	0	0	0	0	0	0	0	0,10
6.	0	0	0,5	0	0	0	0	0	0	0	0,13
4.	0	0	0,5	0	0	0	0	0	0	0	0,08
2.	0	0	0,5	0	0	0	0	0	0	0	0,10
7.	0	0	0,5	0	0	0	0	0	0	0	0,10
4.	0	0	0,5	0	0	0	0	0	0	0	0,08
2.	0	0	0,5	0	0	0	0	0	0	0	0,10
8.	0	0	0,5	0	0	0	0	0	0	0	0,10
2.	0	0	0,5	0	0	0	0	0	0	0	0,10
9.	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0,09
Kończyna górna prawa											
1.	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,10
2.	0	0	0,5	0	0	0	0	0	0	0	0,10
3.	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0,11
4.	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0,08
5.	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0,10
4.	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0,08
2.	0	0	0,5	0	0	0	0	0	0	0	0,10
6.	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0,13
4.	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0,08
2.	0	0	0,5	0	0	0	0	0	0	0	0,10
7.	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0,11
4.	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0,08

Tabela IX-4, cd.

Fot.	F_{han} N	M_{grip} N	M_{pinch} N	F_{tip} N	F_{lat} N	F_{pal} N	F_{push} N	F_{lift} N	F_{pron} N·m	F_{sup} N·m	RF
Kończyna górna prawa											
2.	0	0	0,5	0	0	0	0	0	0	0	0,10
8.	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0,14
2.	0	0	0,5	0	0	0	0	0	0	0	0,10
9.	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0,09

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rys. IX-1; F_{hand} – siła ścisku ręki; M_{grip} – masa przedmiotu trzymanego w ręku; M_{pinch} – masa przedmiotu trzymanego w palcach; F_{tip} – siła chwytu palcami, chwyt szczypcowy; F_{pal} – siła chwytu palcami, chwyt palcowy; F_{lat} – siła chwytu palcami, chwyt boczny; F_{push} – siła pchania; F_{lift} – siła podnoszenia; F_{pron} – siła nawracania; F_{sup} – siła odwracania; RF – względna siła wypadkowa.

Danymi wejściowymi są także czasy poszczególnych czynności pracy przedstawione w tabeli IX-1 oraz określona na podstawie tej tabeli liczba wszystkich czynności pracy (faz cyklu pracy). Na podstawie chronometrażu ustalono, że liczba czynności (k) w ciągu cyklu (CT) trwającego 46,3 s wynosi 33 dla obu kończyn. Z danych wejściowych definiujących położenie pleców części lędźwiowej i szyjnej oraz kończyn dolnych, przedstawionych w tabeli IX-3, wynika, że są dwie czynności dla części lędźwiowej i trzy dla szyjnej.

Dane usystematyzowane w tabelach IX-1 – IX-4 są danymi wejściowymi metody i mogą być wykorzystane w obliczeniach z zastosowaniem programu komputerowego SHIFTRISK lub z użyciem powszechnie dostępnych narzędzi, np. Office Excela. W wyniku tych obliczeń uzyskuje się takie parametry, jak wskaźnik obciążenia cyklu – ICL (wzór VII-4) oraz wskaźnik obciążenia pracą powtarzalną – RTI (wzór VII-5). Podsumowanie i wyniki oceny ryzyka przedstawiono w tabeli IX-5.

Tabela IX-5. Ocena obciążenia i ryzyka rozwoju MSDs przeprowadzona metodą SHIFTRISK na stanowisku składania gniazdek elektrycznych

Obszar ciała	k	CT	ICL	RTI	Ryzyko
Kończyna górna prawa	33	46,3	0,10	1,9	akceptowalne
Kończyna górna lewa	33	46,3	0,10	1,9	akceptowalne
Plecy	2	46,3	0,06	0,94	akceptowalne
Szyja	3	46,3	0,01	0,79	akceptowalne

k – liczba czynności w cyklu, CT – czas cyklu, ICL – wskaźnik obciążenia cyklu, RTI – wskaźnik obciążenia pracą powtarzalną.

Ocena obciążenia kończyn górnych metodą OCRA

Metoda OCRA umożliwia ocenę ryzyka rozwoju MSDs kończyn górnych dla powtarzalnych czynności pracy. Na ocenę obciążenia składają się współczynniki charakteryzujące położenie kończyn górnych, wywieraną siłę oraz powtarzalność poszczególnych czynności w cyklu. Do oceny obciążenia powiązanego z położeniem kończyny górnej wyszczególniono dwie strefy dla wielkości każdego z uwzględnianych kątów (strefa bezpieczna lub strefa zagrożenia). Uwzględniono także niewygodę wynikającą z wielkości przedmiotu utrzymywanego w ręku. Położenie w strefie zagrożenia jest powiązane z czasem utrzymywania danego kąta w tej strefie. Czas utrzymywania w strefie zagrożenia, wyrażony jako procent czasu całego cyklu, determinuje wartość współczynnika położenia (Po_M), (tab. VII-7).

W tabeli IX-6 przedstawiono wielkości czterech kątów definiujących położenie kończyny górnej lewej i prawej dla każdej z wyszczególnionych czynności wykonywanych na stanowisku składania gniazdek elektrycznych oraz procentowy czas, podczas którego wielkość danego kąta odpowiada strefie zagrożenia. Na tej podstawie określono łączny czas (zsumowany dla wszystkich czynności, podczas których wielkość kąta znajdowała się w strefie zagrożenia) oraz odpowiadające tym warunkom wartości współczynnika położenia (Po_M). W metodzie OCRA położenie kończyn górnych jest definiowane wielkością tylko czterech kątów, tj. kąta supinacji i pronacji łokcia (q_5), zginania łokcia (q_4) oraz kątami w nadgarstku odwodzenia/przywodzenia (q_6) i zginania/prostowania (q_7). Strefa bezpieczna dla kąta q_5 występuje poniżej 60° , podobnie dla kąta q_4 . Strefa bezpieczna dla kąta q_6 jest dla położenia ograniczonego wielkością 20° , podczas gdy dla kąta q_7 to 45° . W przypadku stanowiska składania gniazdek elektrycznych kończyna górna znajduje się w strefie zagrożenia tylko ze względu na położenie w łokciu oraz pronację/supinację przedramienia. Łączny czas trwania czynności zginania w łokciu w strefie zagrożenia wynosi 77,5% dla kończyny prawej i 95,9% dla kończyny lewej, podobna sytuacja dotyczy kąta pronacji/supinacji przedramienia, dla którego wartości te wynoszą odpowiednio 67,5% oraz 100%. Ponieważ do oceny przyjmowana jest najmniejsza wartość współczynnika położenia, więc w przypadku analizowanego stanowiska pracy $Po_M = 0,5$.

Tabela IX-6. Wielkości kątów definiujących położenia kończyny górnej na stanowisku składania gniazdek elektrycznych w metodzie OCRA oraz czas utrzymywania pozycji określonych członów ciała w strefie zagrożenia

Fot.	q_4	$A, \%$	q_5	$B, \%$	q_6	$C, \%$	q_7	$D, \%$	$E, \%$	$F, \%$	Czas, s
Kończyna górna lewa											
1.	40	0	-80	3,5	0	0	-10	0	0,0	0	1,6
2.	80	4,8	-80	4,8	0	0	-10	0	0,0	0	2,2
3.	70	5,6	-80	5,6	0	0	-10	0	5,6	0	2,6
4.	90	6,0	-10	0	0	0	-10	0	6,0	0	2,8
5.	90	6,0	70	6,0	0	0	0	0	6,0	0	2,8
4.	90	4,3	-10	0	0	0	-10	0	6,0	0	2,8
2.	80	5,2	-80	5,2	0	0	-10	0	0,0	0	2,2
6.	50	0	-80	19,0	0	0	-10	0	4,3	0	8,8
4.	90	12,1	-10	0	0	0	-10	0	6,0	0	2,8
2.	80	5,2	-80	5,2	0	0	-10	0	0,0	0	2,2
7.	90	9,1	-80	9,1	0	0	-10	0	5,2	0	4,2
4.	90	6,0	-10	0	0	0	-10	0	6,0	0	2,8
2.	80	2,6	-80	2,6	0	0	-10	0	0,0	0	2,2
8.	90	4,1	-80	4,1	0	0	-10	0	19	0	1,9
2.	80	2,4	-80	2,4	0	0	-10	0	0,0	0	2,2
9.	80	4,1	20	0	-10	0	10	0	0,0	0	1,9
Suma		77,5		67,5		0		0	64,1	0	
Po_M	0,7		0,6		1		1		0,5	1	
Kończyna górna prawa											
1.	80	3,5	-80	3,5	0	0	-10	0	0	0,0	1,6
2.	80	4,8	-80	4,8	0	0	-10	0	0	0,0	2,2
3.	70	5,6	-80	5,6	0	0	-10	0	0	5,6	2,6
4.	90	6,0	-10	6,0	0	0	-10	0	0	6,0	2,8
5.	80	6,0	-80	6,0	0	0	-10	0	0	6,0	2,8
4.	90	4,3	-10	4,3	0	0	-10	0	0	6,0	2,8
2.	80	5,2	-80	5,2	0	0	-10	0	0	0,0	2,2
6.	50	19,0	-80	19,0	0	0	-10	0	0	19,0	8,8
4.	90	12,1	-10	12,1	0	0	-10	0	0	6,0	2,8
2.	80	5,2	-80	5,2	0	0	-10	0	0	0,0	2,2
7.	70	9,1	-80	9,1	0	0	-10	0	0	9,1	4,2
4.	90	6,0	-10	6,0	0	0	-10	0	0	6,0	2,8
2.	80	2,6	-80	2,6	0	0	-10	0	0	0,0	2,2
8.	30	0	-80	4,1	0	0	-10	0	19	0	1,9

Tabela IX-6, cd.

Fot.	q_4	$A, \%$	q_5	$B, \%$	q_6	$C, \%$	q_7	$D, \%$	$E, \%$	$F, \%$	Czas, s
Kończyna górna prawa											
2.	80	2,4	-80	2,4	0	0	-10	0	0	0,0	2,2
9.	80	4,1	20	4,1	-10	0	10	0	0,0	0	1,9
Suma		95,9		100		0		0	19	63,7	
Po_M	0,5		0,6		1		1		1		

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rys. IX-1; q_4 – kąt zginania łokcia; A – czas utrzymywania kąta zginania łokcia w strefie zagrożenia ($\geq 60^\circ$); q_5 – kąt supinacji i pronacji łokcia; B – czas utrzymywania kąta pronacji/supinacji łokcia (q_5) w strefie zagrożenia ($\geq 60^\circ$); q_6 – kąt odwodzenia/przywodzenia w nadgarstku; C – czas utrzymywania kąta odwodzenia/przywodzenia nadgarstka w strefie zagrożenia ($\geq 20^\circ$); q_7 – kąt zginania/prostowania; D – czas utrzymywania kąta zginania/prostowania nadgarstka w strefie zagrożenia ($\geq 45^\circ$); E – czas utrzymywania chwytu palcami (*pinch*) lub chwytu palcami szerokiego przedmiotu; F – czas utrzymywania w ręku wąskiego przedmiotu (≤ 2 cm); wielkość kątów podano w stopniach.

Z charakterystyki stanowiska wynika, że nie występują tam czynniki dodatkowe, czas pracy wynosi 8 godzin z przerwą co 2 godziny. Oznacza to, że współczynnik czasu pracy (Du_M) wynosi 1, a współczynnik odpoczynku (Rc_M) 0,8, zarówno dla prawej jak i lewej kończyny górnej (tab. VII-20). Ponieważ nie występują takie same czynności przez co najmniej 50% czasu cyklu, a czas cyklu wynosi 46,3 s, więc współczynnik powtarzalności (Re_M) wynosi 1. Czynniki dodatkowe zostały scharakteryzowane w rozdziale VII.2. Żaden z wymienianych tam czynników nie występuje na stanowisku składania gniazdek elektrycznych, co oznacza, że Ad_M wynosi 1. Podsumowanie wartości współczynników uwzględnianych w obliczeniach indeksu OCRA przedstawiono w tabeli IX-7.

Tabela IX-7. Wartości współczynników uwzględnianych w obliczeniach indeksu OCRA

Współczynnik	Podstawa obliczenia	Kończyna g. lewa	Kończyna g. prawa
FCT – czas cyklu, s		46,3	46,3
NTC – liczba czynności podstawowych		33	33
FF – liczba czynności podstawowych w ciągu minuty	$FF = (NTC \cdot 60) / FCT$	43	43
Po_M – współczynnik pozycji ciała	tab. VII-7	0,5	0,5
Re_M – współczynnik powtarzalności	opis w rozdz. VII.1.3	1	1
Ad_M – współczynnik czynników dodatkowych	opis w rozdz. VII.2	1	1
Fo_M – współczynnik siły	tab. VII-17	0,85	0,85
Rc_M – współczynnik odpoczynku	tab. VII-20	0,6	0,6
Du_M – współczynnik czasu pracy	tab. VII-20	1	1

Korzystając z zależności (VII-6), oblicza się zalecaną liczbę czynności podstawowych w ciągu jednej minuty (RF), która wynosi 7,6 dla obu kończyn górnych. Indeks OCRA uzyskuje się po dodatkowych obliczeniach (wzór VII-7). W przypadku stanowiska składania gniazdek elektrycznych wynosi on 5,6 dla obu stron (lewej i prawej), czyli jest większy niż 3,5, co oznacza, że ryzyko jest nieakceptowalne (tab. VII-25).

Ocena obciążenia całego ciała metodą REBA

W metodzie REBA ocena ryzyka jest wykonywana oddzielnie dla każdej czynności pracy i dotyczy pozycji ciała przyjmowanej podczas ocenianej czynności oraz wywieranej podczas tej czynności siły. W ocenie dla każdej z wyodrębnionych czynności uwzględnia się położenie członów ciała w części szyjnej, części lędźwiowej, a także położenie kończyn dolnych i kończyn górnych. Zgodnie z metodą wartości kodów opisujących pozycję ciała przypisywane są w zależności od tego, w którym z zakresów znajdują się wielkości kątów w odpowiednim stawie.

W tabeli IX-8 przedstawiono wielkości kątów w poszczególnych stawach kończyny górnej lewej i prawej oraz odpowiadające im kody położenia przyporządkowane na podstawie tabeli VII-2. Wartości kodów podstawowych uwarunkowane są zakresem wielkości kątów: q_2 , q_4 i q_7 . Ponadto uwzględniane są kody dodatkowe zależne od pozostałych kątów położenia kończyny górnej, uwzględnianych w sposób jakościowy i arbitralny w zależności od oceny osoby przeprowadzającej analizę stanowiska pracy. W przypadku stanowiska składania gniazdek elektrycznych dla wszystkich czynności pracy przyporządkowano kod dodatkowy ramienia związany z odwodzeniem oraz kod dodatkowy nadgarstka związany z odwodzeniem w nadgarstku. Na podstawie wartości kodów podstawowych i kodów dodatkowych wyznacza się kod ramienia (Ca), kod przedramienia (Cf) i kod nadgarstka (Cw).

Na podstawie wielkości kątów w płaszczyźnie strzałkowej (α , τ) określany jest kod podstawowy pleców i kod podstawowy szyi. Kody dodatkowe przybierają wartość 1 wówczas, gdy występuje obrót lub zginanie czołowe, czyli gdy wielkości kątów β i γ dla pleców oraz φ i χ dla szyi różnią się od zera. W tabeli IX-9 dla każdej z czynności podano wielkości kątów w stawach części lędźwiowej i części szyjnej pleców oraz odpowiednie wartości kodów przypisanych w zależności od położenia kręgosłupa w części szyjnej i lędźwiowej. Uwzględnienie kodu dodatkowego opisującego odchylenie w płaszczyźnie czołowej lub obrót w płaszczyźnie poprzecznej umożliwia określenie kodu pleców (Cb) i kodu szyi (Cn). Ponieważ

praca jest wykonywana w pozycji siedzącej, więc kod kończyn dolnych (Cl) wynosi 1 dla wszystkich czynności pracy, zgodnie z tabelą VII-4.

Tabela IX-8. Dane wejściowe definiujące położenie kończyn górnych na stanowisku składania gniazdek elektrycznych w metodzie REBA

Fot.	q_2	kq_2	#	^	*	Ca	q_4	kq_4	Cf	q_7	kq_7	\$	Cw
Kończyna górna lewa													
1.	30	2	0	1	0	3	40	2	2	-10	1	1	2
2.	10	1	0	1	0	2	80	1	1	-10	1	1	2
3.	30	2	0	1	0	3	70	1	1	-10	1	1	2
4.	10	1	0	1	0	2	90	1	1	-10	1	0	1
5.	10	1	0	1	0	2	90	1	1	0	1	1	2
6.	40	2	0	1	0	3	50	2	2	-10	1	1	2
7.	10	1	0	1	0	2	90	1	1	-10	1	1	2
8.	10	1	0	1	0	2	90	1	1	-10	1	1	2
9.	30	2	0	1	0	3	80	1	1	10	1	1	2
Kończyna górna prawa													
1.	0	1	0	0	0	1	80	1	1	-10	1	1	2
2.	10	1	0	1	0	2	80	1	1	-10	1	1	2
3.	30	2	0	1	0	3	70	1	1	-10	1	1	2
4.	10	1	0	1	0	2	90	1	1	-10	1	0	1
5.	10	1	0	1	0	2	80	1	1	-10	1	1	2
6.	40	2	0	1	0	3	50	2	2	-10	1	1	2
7.	40	2	0	1	0	3	70	1	1	-10	1	1	2
8.	30	2	0	1	0	3	30	2	2	-10	1	1	2
9.	30	2	0	1	0	3	80	1	1	10	1	1	2

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rys. IX-1; q_2 – kąt zginania/prostowania ramienia; kq_2 – kod zginania ramienia; # – kod dodatkowy, gdy ramię podparte; ^ – kod dodatkowy, gdy ramię odwiedzone; * – kod dodatkowy, gdy bark podniesiony; Ca – kod ramienia; q_4 – kąt zgięcia w łokciu; kq_4 – kod zgięcia w łokciu; Cf – kod przedramienia; q_7 – kąt zginania/prostowania nadgarstka; kq_7 – kod zginania nadgarstka; \$ – kod dodatkowy, gdy występuje odchylenie w nadgarstku (odwodzenie/przywodzenie lub pronacja/supinacja); Cw – kod nadgarstka; wielkość kątów podano w stopniach.

Tabela IX-9. Dane wejściowe definiujące położenie pleców w części lędźwiowej i części szyjnej na stanowisku składania gniazdek elektrycznych w metodzie REBA

Fot.	Część lędźwiowa (plecy)					Część szyjna (szyja)				
	α	$k\alpha$	*	#	Cb	τ	$k\tau$	$\wedge$	\$	Cn
1.	0	1	0	1	2	10	1	0	1	2
2.	0	1	0	0	1	0	1	0	0	1
3.	0	1	0	0	1	0	1	0	0	1
4.	0	1	0	0	1	0	1	0	0	1
5.	0	1	0	0	1	0	1	0	0	1
6.	0	1	0	0	1	0	1	0	0	1
7.	0	1	0	0	1	0	1	0	0	1
8.	0	1	0	0	1	0	1	0	0	1
9.	0	1	0	0	1	0	1	0	0	1

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rys. IX-1; α – kąt zginania pleców, w stopniach; $k\alpha$ – kod zginania pleców; * – kod dodatkowy zginania czołowego pleców; # – kod dodatkowy obrotu pleców; Cb – kod pleców; τ – kąt zginania szyi; $k\tau$ – kod zginania szyi; $\wedge$ – kod dodatkowy zginania czołowego szyi; \$ – kod dodatkowy obrotu szyi; Cn – kod szyi; wielkość kątów podano w stopniach.

Zdefiniowanie kodów położenia poszczególnych członów ciała umożliwiło określenie kodów kończyn dolnych, kończyn górnych i pleców. Zgodnie z procedurą metody REBA kolejnym krokiem oceny obciążenia jest przyporządkowanie sekwencji kodów do kategorii położenia A (plecy, szyja, kończyny dolne) i do kategorii położenia B (kończyna górna). Na podstawie wartości kodu ramienia (Ca), kodu przedramienia (Cf) i kodu nadgarstka (Cw), posługując się tabelą VII-3b, określono kategorię położenia B, a na podstawie kodu pleców (Cb), szyi (Cn) i nóg (Cl) – kategorię położenia A, z zastosowaniem tabeli VII-5b. Wartości kodów dla poszczególnych obszarów ciała oraz kategorii położenia zebrano w tabeli IX-10.

Kolejne kroki oceny, zgodnie z procedurą przedstawioną na rys. VII-14, wymagają oceny siły i jakości chwytu oraz charakteru obciążenia. Na analizowanym stanowisku pracy dla każdej z czynności wywierana siła wynosi poniżej 2 kg, stąd też zgodnie z założeniami metody REBA kod siły jest równy 0. Kod chwytu dla każdej czynności pracy został przyjęty zgodnie z tabelą VII-16. Dla wszystkich czynności pracy uchwyt oceniono subiektywnie jako pasujący dobrze do ręki, co oznacza, że kod chwytu wynosi 0. Zgodnie z procedurą oceny, w wyniku dodania kodu siły do kategorii pozycji A, uzyskuje się kategorię obciążenia A (tab. IX-11). Natomiast dodając kod chwytu do kategorii pozycji B, uzyskuje się kategorię obciążenia B (tab. IX-12).

Tabela IX-10. Kody w metodzie REBA determinujące położenie pleców, kończyn dolnych i kończyn górnych dla wszystkich czynności pracy na stanowisku składania gniazdek elektrycznych oraz odpowiadające im kategorie położenia

Fot.	Cb	Cn	Cl	kategoria położenia A	Strona lewa				Strona prawa			
					Ca	Cf	Cw	kategoria położenia B-L	Ca	Cf	Cw	kategoria położenia B-P
1.	2	2	1	3	3	2	2	5	1	1	2	1
2.	1	1	1	1	2	1	2	2	2	1	2	2
3.	1	1	1	1	3	1	2	4	3	1	2	4
4.	1	1	1	1	2	1	1	1	2	1	1	1
5.	1	1	1	1	2	1	2	2	3	1	2	4
6.	1	1	1	1	3	2	2	4	2	2	2	3
7.	1	1	1	1	2	1	2	2	3	1	2	4
8.	1	1	1	1	2	1	2	2	3	2	2	5
9.	1	1	1	1	3	1	2	4	3	1	2	4

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rys. IX-1; Cb – kod pleców, Cn – kod szyi, Cl – kod kończyn dolnych, Ca – kod ramienia, Cf – kod przedramienia, Cw – kod nadgarstka, L – kończyna lewa, P – kończyna prawa.

Tabela IX-11. Kategoria obciążenia A powstała po połączeniu kategorii położenia A z kodem siły dla stanowiska składania gniazdek elektrycznych w metodzie REBA

Fot.	Kategoria położenia A	Kod siły (F)	Kategoria obciążenia A
1.	3	0	3
2.	1	0	1
3.	1	0	1
4.	1	0	1
5.	1	0	1
6.	1	0	1
7.	1	0	1
8.	1	0	1
9.	1	0	1

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rys. IX-1.

Tabela IX-12. Kategoria obciążenia B strony lewej i prawej pracownika powstała po połączeniu kategorii położenia B z kodem jakości chwytu (Ch) dla stanowiska składania gniazdek elektrycznych w metodzie REBA

Fot.	Strona lewa			Strona prawa		
	kategoria położenia B	kod chwytu (Ch)	kategoria obciążenia B	kategoria położenia B	kod chwytu (Ch)	kategoria obciążenia B
1.	5	0	5	1	0	1
2.	2	0	2	2	0	2
3.	4	0	4	4	0	4
4.	1	0	1	1	0	1
5.	2	0	2	4	0	4
6.	4	0	4	3	0	3
7.	2	0	2	4	0	4
8.	2	0	2	5	0	5
9.	4	0	4	4	0	4

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rys. IX-1.

Kategoria obciążenia A i kategoria obciążenia B składają się na ocenę obciążenia przeprowadzaną z zastosowaniem tabeli VII-33. Po dodaniu kodu aktywności uzyskuje się ocenę końcową. Ponieważ zarówno część lędźwiowa i szyjna pleców, jak i kończyny dolne są utrzymywane w jednej pozycji dłużej niż 1 minutę oraz wykonywane są czynności powtarzalne kończynami górnymi częściej niż cztery razy na minutę, więc na podstawie tabeli VII-15 przyjmowany jest kod aktywności (Ak) równy 2. Ocenę końcową przedstawiono w tabeli IX-13. Ocena strony lewej wskazuje na takie samo obciążenie w przypadku czynności 2., 7., 5. i 8. oraz czynności 3., 6. i 9. W przypadku strony prawej takie samo obciążenie występuje podczas czynności 3., 5., 7. i 9. Największe ryzyko, w pięciostopniowym systemie oceny metody REBA, jest oceniane jako średnie dla obu stron – lewej i prawej.

Tabela IX-13. Końcowa ocena ryzyka rozwoju dolegliwości układu mięśniowo-szkieletowego w metodzie REBA dla wszystkich czynności pracy na stanowisku składania gniazdek elektrycznych

Fot.	Kategoria obciążenia A	Kategoria obciążenia B	Ocena obciążenia	Ak	Ocena końcowa	Ryzyko
Strona lewa						
1.	3	5	4	2	6	średnie
2., 5., 7., 8.	1	2	1	2	3	małe
3., 6., 9.	1	4	2	2	4	średnie
4.	1	1	1	2	3	małe

Tabela IX-13, cd.

Fot.	Kategoria obciążenia A	Kategoria obciążenia B	Ocena obciążenia	Ak	Ocena końcowa	Ryzyko
Strona prawa						
1.	3	1	2	2	4	średnie
2.	1	2	1	2	3	małe
3.,5.,7., 9.	1	4	2	2	4	średnie
4.	1	1	1	2	3	małe
6.	1	3	1	2	3	małe
8.	1	5	3	2	5	średnie

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rys. IX-1; kategoria pozycji A – kod powstały po połączeniu kodów położenia pleców, szyi i kończyn dolnych; kategoria pozycji B – kod powstały po połączeniu kodów położenia ramienia, przedramienia i nadgarstka; L – lewa; P – prawa; Ch – kod jakości chwytu; Ak – kod aktywności.

Ocena obciążenia metodą OWAS

Metoda OWAS należy do tzw. metod obserwacyjnych. Oznacza to, że nie ma potrzeby określania wielkości kątów opisujących pozycję ciała, a określa się jedynie subiektywnie, w sposób jakościowy położenie poszczególnych członów: pleców, ramion i kończyn dolnych. W tabeli IX-14 wyszczególniono czynności pracy oraz czas trwania każdej z nich. Czasy trwania tak samo oznaczonych czynności zostały zsumowane. W rezultacie otrzymano zestaw czynności wraz z łącznym czasem ich trwania oraz przyporządkowane tym czynnościom kody położenia członów ciała i wywieranej siły.

Tabela IX-14. Kody opisujące położenie pleców, ramion i nóg oraz wywieranej siły na stanowisku składania gniazdek elektrycznych w metodzie OWAS

Fot.	Kod pleców	Kod ramion	Kod nóg	Kod siły	Czas, s
1.	3	1	1	1	1,6
2.	1	1	1	1	9,2
3.	1	1	1	1	2,6
4.	1	1	1	1	13,2
5.	1	1	1	1	2,8
6.	1	1	1	1	8,8
7.	1	1	1	1	4,2
8.	1	1	1	1	1,9
9.	1	1	1	1	1,9

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rys. IX-1.

Z punktu widzenia metody OWAS tylko czynność zilustrowana na rys. IX-1, fot. 1 jest inna od pozostałych. Oznacza to, że do oceny obciążenia tą metodą wyróżnione są tylko dwie czynności. Pierwsza z nich odpowiada czynności 1., druga zaś czynnościom od 2. do 9. Czynności te, wraz z łącznym czasem trwania każdej z nich, przedstawiono w tabeli IX-15. Na podstawie kodów pleców, ramion, nóg i siły z zastosowaniem tabeli VII-30 obu czynnościom przyporządkowano kategorię obciążenia. Następnie na podstawie kategorii obciążenia, procentowego czasu trwania obu czynności oraz charakterystyki pozycji (wymuszona/niewymuszona), korzystając z tabeli VII-31, przeprowadzono ocenę ryzyka (tab. IX-15), która wskazuje, że w przypadku stanowiska składania gniazdek elektrycznych największe ryzyko, w trójstopniowym systemie oceny metodą OWAS, jest oceniane jako średnie.

Tabela IX-15. Ocena ryzyka rozwoju MSDs metodą OWAS dla stanowiska ślusarza przeprowadzona na podstawie kategorii oceny po połączeniu czasów trwania czynności o tych samych kodach opisujących położenie pleców, ramion, nóg oraz wywieranej siły

Czynność	Kod pleców	Kod ramion	Kod nóg	Kod siły	Kategoria	Czas s	Czas %	Rodzaj pozycji ciała	Ryzyko
1.	3	1	1	1	1	1,6	3,5	wymuszona	małe
2-8.	1	1	1	1	1	9,2	95,5	wymuszona	średnie

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rys. IX-1.

IX.2.2. Stanowisko ślusarza

Czynności pracy na stanowisku ślusarza są wykonywane w pozycji stojącej; są to czynności zróżnicowane, wymagają zarówno zmiany pozycji kończyn górnych jak i kończyn dolnych oraz pleców. Praca wymaga utrzymywania narzędzi i wywierania siły typu pchanie podczas wiercenia otworów. Jest wykonywana przez 8 godzin dziennie. Przerwy w pracy występują co 2 godziny, a łączny czas ich trwania wynosi 30 minut.

Chronometraż, który przedstawiono w tabeli IX-16, zawiera sześć różnych czynności pracy. Ponieważ niektóre z nich powtarzają się, więc w rezultacie powstaje sekwencja 11 czynności pracy. Pozycja oznaczona jako „1” występuje czterokrotnie, pozycja „2” pojawia się dwukrotnie, tak jak pozycja oznaczona jako „5”. Ponadto niektóre czynności są wykonywane wielokrotnie w sekwencji cyklu podstawowego. Dotyczy to frezowania otworów, szlifowania otworów i przedmuchiwania otworów. Długość cyklu pracy (*CT*), czyli czas wykonywania wszystkich czynności, wynosi 794 sekundy. Na rysunku IX-2 przedstawiono kolejne czynności pracy.

Do oceny tego stanowiska oprócz metody SHIFTRISK można zastosować metody OWAS i REBA, natomiast metoda OCRA nie jest tu odpowiednia.



Rys. IX-2. Pozycje ciała przyjmowane na stanowisku pracy ślusarza

Tabela IX-16. Chronometraż czynności pracy wykonywanych na stanowisku ślusarza

Fot.	Czynność	Czas, s	Liczba czynności	Czas całkowity, s
1.	Pobranie frezarki	4	1	4
2.	Podłączenie frezarki	5	1	5
3.	Frezowanie otworów	9	40	360
1.	Odłożenie frezarki	4	1	4
1.	Pobranie szlifierki	4	1	4
2.	Podłączenie szlifierki	5	1	5
4.	Szlifowanie otworów	9	40	360
1.	Odłożenie szlifierki	4	1	4
5.	Pobranie przewodu	4	1	4
6.	Przedmuchiwanie otworów	1	40	40
5.	Odłożenie przewodu	4	1	4

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rys. IX-2.

Ocena obciążenia pleców i kończyn górnych metodą SHIFTRISK

W tabeli IX-17 przedstawiono wielkości kątów definiujących położenie kończyn górnych podczas każdej z wyróżnionych pozycji ciała. Położenie pleców, szyi i nóg dla tych samych czynności przedstawiono w tabeli IX-18.

Biorąc pod uwagę powtarzanie czynności wewnątrz cyklu podstawowego, obliczono, że liczba czynności kończyn górnych wynosi 128 (k dla kończyn górnych). Czynności te były wykonywane tylko za pomocą kończyn górnych przy nieziennej pozycji pleców, szyi i nóg. Oznacza to, że liczba czynności dla części lędźwiowej i szyjnej pleców jest inna, podobnie jak dla kończyn dolnych, i wynosi tyle, ile jest czynności w sekwencji odpowiadającej cyklowi, czyli 11.

Tabela IX-17. Dane wejściowe w metodzie SHIFTRISK dla stanowiska ślusarza, definiujące położenie kończyn górnych (lewej i prawej) podczas każdej z wyróżnionych czynności pracy

Fot.	Kończyna górna lewa							Kończyna górna prawa						
	q_1	q_2	q_3	q_4	q_5	q_6	q_7	q_1	q_2	q_3	q_4	q_5	q_6	q_7
1.	30	10	-70	70	-10	10	-20	40	50	-60	0	-10	0	-20
2.	30	10	-70	90	-10	0	0	20	10	-50	90	-50	10	-10
3.	20	30	-60	60	-10	10	-20	20	10	-50	70	-30	30	-10
1.	30	10	-70	70	-10	10	-20	40	50	-60	0	-10	0	-20
1.	30	10	-70	70	-10	10	-20	40	50	-60	0	-10	0	-20
2.	30	10	-70	90	-10	0	0	20	10	-50	90	-50	10	-10
4.	20	30	-70	70	-10	30	20	20	10	-50	70	-60	0	10
1.	30	10	-70	70	-10	10	-20	40	50	-60	0	-10	0	-20
5.	30	50	-60	70	30	20	20	20	20	-30	80	10	0	30
6.	20	20	-30	80	10	0	30	30	30	-60	90	30	0	20
5.	30	50	-60	70	30	20	20	20	20	-30	80	10	0	30

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rys. IX-2; q_1 – kąt zginania/prostowania ramienia, q_2 – kąt odwodzenia/przywodzenia ramienia, q_3 – kąt obrotu ramienia, q_4 – kąt zgięcia w łokciu, q_5 – kąt pronacji/supinacji, q_6 – kąt odwodzenia/przywodzenia nadgarstka, q_7 – kąt zginania/prostowania nadgarstka; wielkość kątów podano w stopniach.

Na aktywność siłową ślusarza składa się siła podnoszenia narzędzi i ich chwytu, a także siła pchania podczas frezowania i szlifowania otworów. Wartości siły wywieranej podczas każdej z wyszczególnionych czynności pracy przedstawiono w tabeli IX-19.

Tabela IX-18. Dane wejściowe w metodzie SHIFTRISK dla stanowiska ślusarza, definiujące położenie pleców i kończyn dolnych

Fot.	Plecy						Kończyny dolne			
	część lędźwiowa			część szyjna			prawa		lewa	
	α	β	γ	τ	φ	χ	θ	Ω	θ	Ω
1.	30	20	0	0	0	0	0	0	0	0
2.	0	0	0	20	0	0	0	0	0	0
3.	0	0	0	20	0	0	0	0	0	0
1.	30	20	0	0	0	0	0	0	0	0
1.	30	20	0	0	0	0	0	0	0	0
2.	0	0	0	20	0	0	0	0	0	0
4.	0	0	0	20	0	0	0	0	0	0
1.	30	20	0	0	0	0	0	0	0	0
5.	0	0	0	0	0	30	0	0	40	0
6.	0	0	0	0	10	0	0	0	0	0
5.	0	0	0	0	0	30	0	0	40	0

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rys. IX-2; α – kąt zginania pleców, τ – kąt zginania szyi, β – kąt zginania bocznych pleców, φ – kąt zginania bocznej szyi, γ – kąt obrotu pleców, χ – kąt obrotu szyi, Ω – kąt w stawie biodrowym, θ – kąt w stawie kolanowym; wielkość kątów podano w stopniach.

Tabela IX-19. Dane wejściowe dla stanowiska ślusarza obejmujące wartości siły każdej z aktywności siłowych uwzględnionych w metodzie SHIFTRISK podczas poszczególnych czynności pracy, które posłużyły do obliczenia względnej siły wypadkowej

Fot.	F_{han} N	M_{grip} N	M_{pinch} N	F_{tip} N	F_{lat} N	F_{pal} N	F_{push} N	F_{lift} N	F_{pron} N	F_{sup} N	RF
Kończyna górna lewa											
1.	0	3	0	0	0	0	0	3	0	0	0,09
2.	0	3	0	0	0	0	3	3	0	0	0,08
3.	0	6	0	0	0	0	0	6	0	0	0,11
1.	0	3	0	0	0	0	0	3	0	0	0,09
1.	0	3	0	0	0	0	0	3	0	0	0,09
2.	0	3	0	0	0	0	3	3	0	0	0,08
4.	0	5	0	0	0	0	5	5	0	0	0,13
1.	0	3	0	0	0	0	0	3	0	0	0,09
5.	0	6	0	0	0	0	0	6	0	0	0,12
6.	0	5	0	0	0	0	0	5	0	0	0,10
5.	0	6	0	0	0	0	0	6	0	0	0,12

Tabela IX-19, cd.

Fot.	F_{han} N	M_{grip} N	M_{pinch} N	F_{tip} N	F_{lat} N	F_{pal} N	F_{push} N	F_{lift} N	F_{pron} N	F_{sup} N	RF
Kończyna górna prawa											
1.	0	20	0	0	0	0	0	20	0	0	0,27
2.	0	20	0	0	0	0	0	20	0	0	0,16
3.	0	17	0	0	0	0	30	17	0	0	0,24
1.	0	20	0	0	0	0	0	20	0	0	0,27
1.	0	20	0	0	0	0	0	20	0	0	0,27
2.	0	20	0	0	0	0	0	20	0	0	0,16
4.	0	13	0	0	0	0	5	13	0	0	0,14
1.	0	20	0	0	0	0	0	20	0	0	0,27
5.	0	6	0	0	0	0	0	6	0	0	0,10
6.	0	10	0	0	0	0	0	10	0	0	0,11
5.	0	6	0	0	0	0	0	6	0	0	0,27

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rys. IX-2; F_{hand} – siła ścisku ręki; M_{grip} – masa przedmiotu trzymanego w rękę; M_{pinch} – masa przedmiotu trzymanego w palcach; F_{tip} – siła chwytu palcami, chwyt szczypcowy; F_{pal} – siła chwytu palcami, chwyt palcowy; F_{lat} – siła chwytu palcami, chwyt boczny; F_{push} – siła pchania; F_{lift} – siła podnoszenia; F_{pron} – siła nawracania; F_{sup} – siła odwracania; RF – względna siła wypadkowa.

Danymi wejściowymi są także czasy poszczególnych czynności pracy przedstawione w tabeli IX-16 oraz określona na podstawie tej tabeli liczba wszystkich czynności pracy (faz cyklu pracy). Na podstawie chronometrażu ustalono, że liczba czynności (k) w ciągu cyklu (CT) trwającego 794 s wynosi 128 dla obu kończyn. Liczba czynności dla pleców w części lędźwiowej wynosi 6, natomiast dla szyi 7. Wskaźnik obciążenia cyklu – ICL (wzór VII-4) oraz wskaźnik obciążenia pracą powtarzalną – RTI (wzór VII-5), a także wyniki oceny ryzyka przedstawiono w tabeli IX-20.

Tabela IX-20. Ocena obciążenia i ryzyka rozwoju dolegliwości mięśniowo-szkieletowych przeprowadzona na stanowisku ślusarza metodą SHIFTRISK

Obszar ciała	k	CT, s	ICL	RTI	Ryzyko
Kończyna górna prawa	128	794	1,16	1,38	średnie
Kończyna górna lewa	128	794	0,72	0,83	małe
Plecy	11	794	0,02	0,91	małe
Szyja	11	794	0,01	0,86	małe

k – liczba czynności w cyklu, CT – czas cyklu, ICL – wskaźnik obciążenia cyklu, RTI – wskaźnik obciążenia pracą powtarzalną.

Ocena obciążenia metodą REBA

W metodzie REBA uwzględnia się położenie członów ciała w części szyjnej i części lędźwiowej, lecz także położenie kończyn dolnych i kończyn górnych. Wartości kodów nadaje się w zależności od tego, w którym z zakresów znajduje się wielkość kąta w określonym stawie. W tej metodzie w ocenie nie jest uwzględniony czas wykonywania czynności. Ocena ryzyka dotyczy tylko pozycji przyjmowanej podczas ocenianej czynności i siły wywieranej podczas tej czynności, czyli jest wykonywana dla każdej czynności oddzielnie.

Położenie kończyn górnych jest opisywane wielkościami trzech kątów: q_2 , q_4 , q_7 . Wielkościom kątów przyporządkowywane są kody zgodnie z tabelą VII-2. Na podstawie wielkości kąta w płaszczyźnie strzałkowej (q_2) jest określany kod podstawowy, czyli kod położenia ramienia (kq_2). Kąty q_1 i q_3 służą do określenia kodu dodatkowego. Kod kq_2 i kod dodatkowy ramienia determinują kod ramienia (Ca). Kąt zgięcia w łokciu (q_4) determinuje kod przedramienia (Cf). Kąt odwodzenia nadgarstka (q_6) składa się na kod podstawowy nadgarstka (kq_6), natomiast kąt odwodzenia/przywodzenia nadgarstka (q_7) determinuje kod dodatkowy nadgarstka. Wynikiem jest kod nadgarstka (Cw), (tab. IX-21).

Tabela IX-21. Dane wejściowe definiujące położenie kończyn górnych w metodzie REBA na stanowisku ślusarza

Fot.	q_2	kq_2	#	^	*	Ca	q_4	kq_4	Cf	q_7	kq_7	\$	Cw
Kończyna górna lewa													
1.	10	1	0	0	0	1	70	1	1	-20	2	1	3
2.	10	1	0	0	0	1	90	1	1	0	1	1	2
3.	30	2	0	1	0	2	60	2	2	-20	2	1	3
4.	30	2	0	1	0	2	70	1	1	20	2	1	3
5.	50	3	0	1	0	4	70	1	2	20	2	1	3
6.	20	1	0	1	0	2	80	1	1	30	2	1	3
Kończyna górna prawa													
1.	50	3	0	1	0	4	0	2	2	-20	2	1	3
2.	10	1	0	0	0	1	90	1	1	-10	1	1	2
3.	10	1	0	0	0	1	70	1	1	-10	1	1	2
4.	10	1	0	0	0	1	70	1	1	10	1	1	2
5.	20	1	0	1	0	2	80	1	1	30	2	1	3
6.	30	2	0	1	0	3	90	1	1	20	2	1	3

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rys. IX-2; q_2 – kąt zginania/prostowania ramienia; kq_2 – kod zginania ramienia; # – kod dodatkowy gdy ramię podparte; ^ – kod dodatkowy, gdy ramię odwiedzione; * – kod dodatkowy, gdy bark podniesiony; Ca – kod ramienia; q_4 – kąt zgięcia w łokciu; kq_4 – kod zgięcia w łokciu;

& – kod dodatkowy, gdy przedramię odwiedzone na zewnątrz; ! – kod dodatkowy, gdy przedramię przecina oś ciała; Cf – kod przedramienia; q_7 – kąt zginania/prostowania nadgarstka; kq_7 – kod zginania nadgarstka; \$ – kod dodatkowy, gdy występuje odchylenie w nadgarstku (odwodzenie/przywodzenie lub pronacja/supinacja) lub odwodzenie/przywodzenie; Cw – kod nadgarstka; wielkość kątów podano w stopniach.

W tabeli IX-22 przedstawiono wielkość kątów w stawach części lędźwiowej i części szyjnej pleców oraz odpowiednie wartości kodów przyporządkowanych zgodnie z metodą REBA (tab. VII-4).

Na podstawie wielkości kątów w płaszczyźnie strzałkowej (α , τ) określany jest kod zginania pleców ($k\alpha$) i kod zginania szyi ($k\tau$). W wyniku uwzględnienia kodu dodatkowego w zależności od odchylenia w płaszczyźnie czołowej lub płaszczyźnie poprzecznej powstaje odpowiednio kod pleców (Cb) i kod szyi (Cn).

Tabela IX-22. Dane wejściowe definiujące położenie pleców i szyi na stanowisku ślusarza w metodzie REBA

Fot.	Część lędźwiowa (plecy)					Część szyjna (szyja)				
	α	$k\alpha$	*	#	Cb	τ	$k\tau$	^	\$	Cn
1.	30	3	1	0	4	0	1	0	1	1
2.	0	1	0	0	1	20	1	0	0	1
3.	0	1	0	0	1	20	1	0	0	1
4.	0	1	0	0	1	20	1	0	0	1
5.	0	1	0	0	1	0	1	0	1	2
6.	0	1	0	0	1	20	1	0	0	1

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rys. IX-2; α – kąt zginania pleców; $k\alpha$ – kod zginania pleców; * – kod dodatkowy zginania czołowego pleców; # – kod dodatkowy obrotu pleców; Cb – kod pleców; τ – kąt zginania szyi; $k\tau$ – kod zginania szyi; ^ – kod dodatkowy zginania czołowego szyi; \$ – kod dodatkowy obrotu szyi; Cn – kod szyi; wielkość kątów podano w stopniach.

Położenie obu kończyn dolnych jest definiowane jednym kodem. Dane opisujące położenie kończyn dolnych przedstawiono w tabeli IX-23. Kod podstawowy kończyn dolnych jest określany w sposób jakościowy, w zależności od tego, czy rozłożenie ciężaru ciała jest równomierne. Jeśli nie jest równomierne, kod nóg wynosi 2. W celu określenia kodu dodatkowego konieczne jest przeanalizowanie kątów definiujących położenie obydwu kończyn dolnych. Kod dodatkowy ($k\theta$) może przybierać wartość 1 lub 2 w zależności od Ad_M .

Tabela IX-23. Dane wejściowe definiujące położenie kończyn dolnych na stanowisku ślusarza w metodzie REBA

Fot.	kod k	Kończyna górna prawa		Kończyna górna lewa		Cl
		θ , stopnie	k θ	θ , stopnie	k θ	
1.	1	0	0	0	0	1
2.	1	0	0	0	0	1
3.	1	0	0	0	0	1
4.	1	0	0	0	0	1
5.	1	0	0	40	1	2
6.	1	0	0	0	0	1

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rys. IX-2; k – kod wynikający z równomierności rozłożonego ciężaru ciała; k θ – kod dodatkowy wynikający z wielkości kąta w stawie kolanowym; Cl – kod kończyny górnej lewej lub prawej w zależności od tego, która z kończyn miała większy kod wynikowy; θ – kąt w stawie kolanowym.

Na podstawie kodów przedstawionych w tabelach IX-21 – IX-23 oraz z wykorzystaniem tabel VII-3a i VII-3b uzyskano kategorię położenia A oraz kategorię położenia B dla lewej i prawej strony (tab. IX-24).

Tabela IX-24. Kody w metodzie REBA determinujące położenie pleców, kończyn dolnych i kończyn górnych dla wszystkich czynności pracy na stanowisku ślusarza oraz odpowiadające im kategorie położenia

Fot.	Cb	Cn	Cl	kategoria położenia A	Strona lewa				Strona prawa			
					Ca	Cf	Cw	kategoria położenia B-L	Ca	Cf	Cw	kategoria położenia B-P
1.	4	1	1	3	1	1	3	2	4	2	3	7
2.	1	1	1	1	1	1	2	1	1	1	2	1
3.	1	1	1	1	2	2	3	4	1	1	2	1
4.	1	1	1	1	2	1	3	3	1	1	2	1
5.	1	2	2	2	4	2	3	7	2	1	3	3
6.	1	1	1	1	2	1	3	3	3	1	3	5

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rys. IX-2; Cb – kod pleców, Cn – kod szyi, Cl – kod kończyn dolnych, Ca – kod ramienia, Cf – kod przedramienia, Cw – kod nadgarstka, L – kończyna lewa, P – kończyna prawa.

Kolejnym krokiem analizy było określenie kodu siły (F), kodu chwytu (Ch) oraz kodu aktywności (Ak). Na kod siły składa się siła związana z utrzymywaniem narzędzi w ręku oraz wywieraniem siły pchania podczas frezowania i szlifowania. Wartości każdego z typów siły oraz siłę wynikową obliczoną jako wartość średnia

kwadratowa (*RMS*) przedstawiono w tabeli IX-25. Przyjęto, że podczas każdej z czynności pracy uchwyt pasuje do ręki, co oznacza, że kod chwytu (Ch) jest równy 0 dla każdej z tych czynności.

Tabela IX-25. Dane wejściowe definiujące wywierane siły na stanowisku ślusarza w metodzie REBA (na podstawie wartości wywieranej siły określany jest kod siły)

Fot.	Lewa			Prawa			Siła, kG	Kod siły (F)
	F_{hand} N	F_{push} N	F_{lift} N	F_{hand} N	F_{push} N	F_{lift} N		
1.	0	0	3	0	0	20	2,1	0
2.	0	3	3	0	0	20	2,1	0
3.	0	0	6	0	0	17	1,8	0
4.	0	5	5	0	5	13	1,6	0
5.	0	0	6	0	0	6	0,9	0
6.	0	0	5	0	0	10	1,1	0

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rys. IX-2; F_{hand} – siła ścisku ręki, F_{push} – siła pchania lub ciągnięcia, F_{lift} – siła podnoszenia, siła – siły zsumowane jako *RMS*.

Zgodnie z procedurą oceny przedstawioną na rys. VII-14, w wyniku dodania kodu siły do kategorii pozycji A uzyskuje się kategorię obciążenia A (tab. IX-26). Natomiast dodając kod chwytu do kategorii pozycji B, uzyskuje się kategorię obciążenia B (tab. IX-27).

Tabela IX-26. Kategoria obciążenia A powstała po połączeniu kategorii położenia A z kodem siły dla stanowiska ślusarza w metodzie REBA

Fot.	Kategoria położenia A	Kod siły (F)	Kategoria obciążenia A
1.	3	0	3
2.	1	0	1
3.	1	0	1
4.	1	0	1
5.	2	0	2
6.	1	0	1

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rys. IX-2.

Tabela IX-27. Kategoria obciążenia B strony lewej i prawej pracownika powstała po połączeniu kategorii położenia B z kodem jakości chwytu (Ch) dla stanowiska ślusarza w metodzie REBA

Fot.	Strona lewa			Strona prawa		
	kategoria położenia B	kod chwytu (Ch)	kategoria obciążenia B	kategoria położenia B	kod chwytu (Ch)	kategoria obciążenia B
1.	2	1	3	7	1	8
2.	1	1	2	1	1	2
3.	4	1	5	1	1	2
4.	3	1	4	1	1	2
5.	7	1	8	3	1	4
6.	3	1	4	5	1	6

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rys. IX-2.

Kategoria obciążenia A i kategoria obciążenia B składają się na ocenę obciążenia przeprowadzaną z wykorzystaniem tabeli VII-33, a po dodaniu kodu aktywności uzyskuje się ocenę końcową. Część lędźwiowa i szyjna pleców oraz kończyny dolne są utrzymywane w jednej pozycji dłużej niż minutę, a kończyną górną prawą są wykonywane czynności powtarzalne częściej niż cztery razy na minutę. Zatem na podstawie tabeli VII-15 przyjmuje się kod aktywności (Ak) równy 2 dla strony prawej oraz 1 dla strony lewej. Kończącą ocenę przedstawiono w tabeli IX-28. Ocena strony lewej wskazuje na zróżnicowanie obciążenia pomiędzy czynnościami. Natomiast w przypadku strony prawej takie samo obciążenie występuje podczas czynności 2., 3., i 4.

Tabela IX-28. Ocena końcowa ryzyka rozwoju dolegliwości układu mięśniowo-szkieletowego metodą REBA dla wszystkich czynności pracy na stanowisku ślusarza

Fot.	Kategoria obciążenia A	Kategoria obciążenia B	Ocena obciążenia	Ak	Ocena końcowa	Ryzyko
Strona lewa						
1.	3	3	3	1	4	średnie
2.	1	2	1	1	2	małe
3.	1	5	3	1	4	średnie
4.	1	4	2	1	3	małe
5.	2	8	6	1	7	średnie
6.	1	4	2	1	3	małe

Tabela IX-28, cd.

Fot.	Kategoria obciążenia A	Kategoria obciążenia B	Ocena obciążenia	Ak	Ocena końcowa	Ryzyko
Strona prawa						
1.	3	8	7	2	9	duże
2.	1	2	1	2	3	małe
3.	1	2	1	2	3	małe
4.	1	2	1	2	3	małe
5.	2	4	3	2	5	średnie
6.	1	6	3	2	5	średnie

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rys. IX-2, Ak – kod aktywności.

Oznacza to, że w przypadku stanowiska ślusarza największe ryzyko, w pięciostopniowym systemie oceny metodą REBA, jest oceniane jako średnie dla strony lewej i duże dla strony prawej.

Ocena obciążenia całego ciała metodą OWAS

Metoda OWAS należy do tzw. metod obserwacyjnych. Oznacza to, że nie ma potrzeby określania wielkości kątów opisujących pozycję ciała, określa się jedynie jakościowo położenie poszczególnych członów: pleców, ramion i kończyn dolnych. W tabeli IX-29 przedstawiono kody definiujące położenie ciała i wartość wywieranej siły oraz czas trwania każdej z czynności pracy.

Tabela IX-29. Kody opisujące położenie pleców, ramion i nóg oraz wywieranej siły na stanowisku ślusarza nadane zgodnie z metodą OWAS

Fot.	Kod pleców	Kod ramion	Kod nóg	Kod siły	Czas, s
1.	4	1	2	1	4
2.	1	1	2	1	5
3.	1	1	2	1	360
1.	4	1	2	1	4
1.	4	1	2	1	4
2.	1	1	2	1	5
4.	1	1	2	1	360
1.	4	1	2	1	4
5.	1	1	2	1	4
6.	1	1	2	1	40
5.	1	1	2	1	4

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rys. IX-2.

Z punktu widzenia metody OWAS wśród sześciu zróżnicowanych pozycji przedstawionych w tabeli IX-29 można wyróżnić tylko trzy różne czynności przedstawione w tabeli IX-30. Czynności określone jako 2., 3. i 5. są takie same, podobnie jak czynności 4. i 6.

W metodzie OWAS, gdy rozpatrywany jest kod pozycji ciała oraz kod siły i położenia, tylko pozycja 1. jest inna od pozostałych. Jednak, aby ocena była pełna, należy uwzględnić także rodzaj pozycji (wymuszona/niewymuszona). Podczas czynności pracy oznaczonych jako 4. i 6. pozycja ciała była wymuszona, podczas pozostałych niewymuszona. Zatem można wyszczególnić trzy zróżnicowane pozycje o czasie trwania będącym sumą z poszczególnych czynności: zawierającą czynność 1., zawierającą czynności 2., 3. i 5. oraz zawierającą czynności 4. i 6.

Tabela IX-30. Ocena ryzyka rozwoju MSDs zgodnie z metodą OWAS dla stanowiska ślusarza przeprowadzona na podstawie kategorii oceny po połączeniu czasów trwania czynności o tych samych kodach opisujących położenie pleców, ramion, nóg oraz wywieranej siły

Fot.	Kod pleców	Kod ramion	Kod nóg	Kod Siły	Kategoria	Czas s	Czas %	Rodzaj pozycji ciała	Ryzyko
1.	4	1	2	1	2	16	2	niewymuszona	małe
2., 3., 5.	1	1	2	1	1	378	47,6	niewymuszona	małe
4., 6.	1	1	2	1	1	400	50,4	wymuszona	średnie

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rys. IX-2.

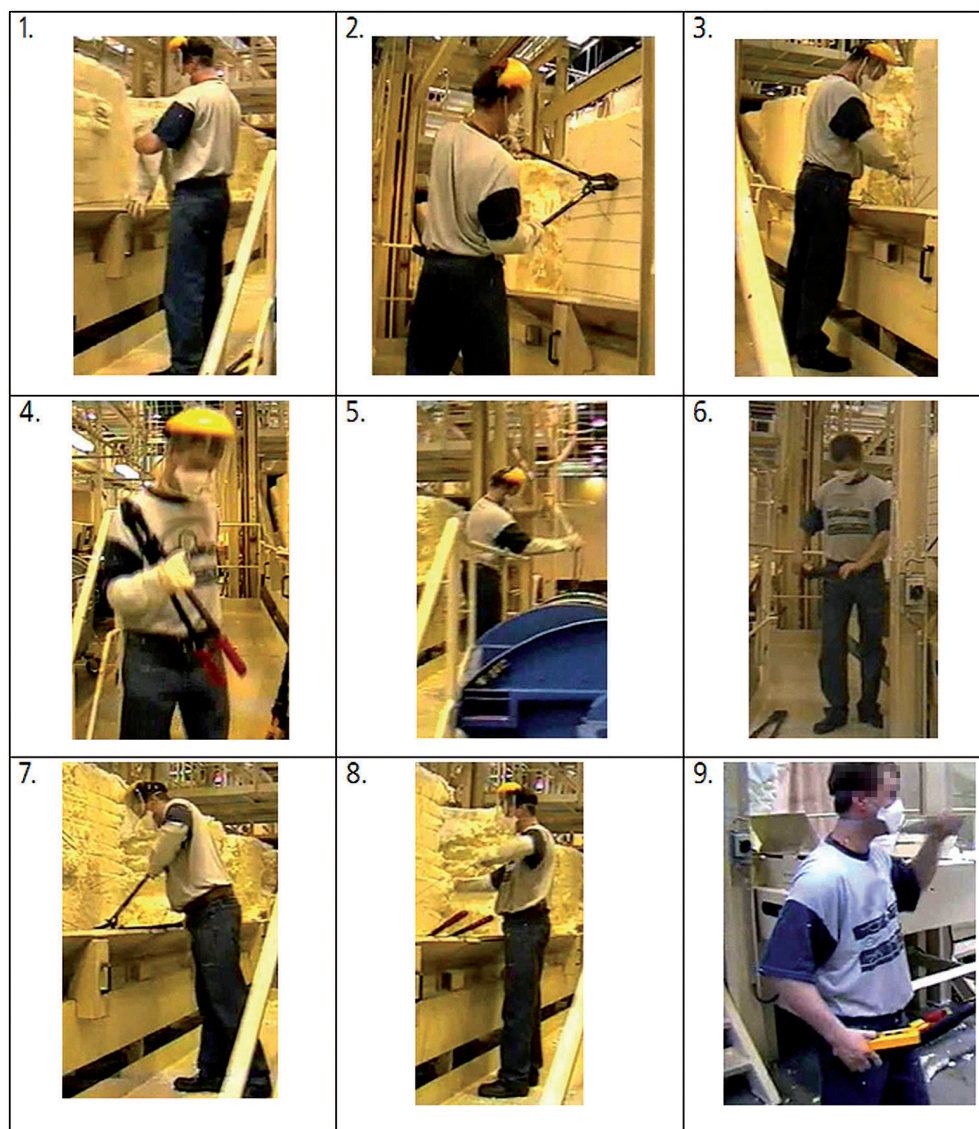
IX.3. Ocena obciążenia metodami oceny obciążenia wewnętrznego

IX.3.1. Stanowisko operatora beli waty

Ocena obciążenia na stanowisku operatora beli waty była ukierunkowana na ocenę ryzyka rozwoju MSDs w obszarze nadgarstka. Metody oceny obciążenia zewnętrznego są bardziej ogólne, dotyczą oceny ryzyka w odniesieniu do większych obszarów ciała oraz ogólnej populacji pracowników, bez uwzględniania szczególnych obszarów ciała i indywidualnych cech pracownika. Zatem do oceny ryzyka rozwoju MSDs w obszarze nadgarstka zastosowano elektromiografię.

Na stanowisku operatora beli waty pracował młody, w pełni sprawny mężczyzna, który wykonywał pracę cykliczną. Na jeden cykl pracy składało się dziewięć

czynności, których skutkiem było rozładowanie beli waty. Chronometraż czynności przedstawiono w tabeli IX-31, a czynności pracy pokazano na fotografiach (rys. IX-3).



Rys. IX-3. Pozycje ciała podczas kolejnych czynności na stanowisku operatora beli waty

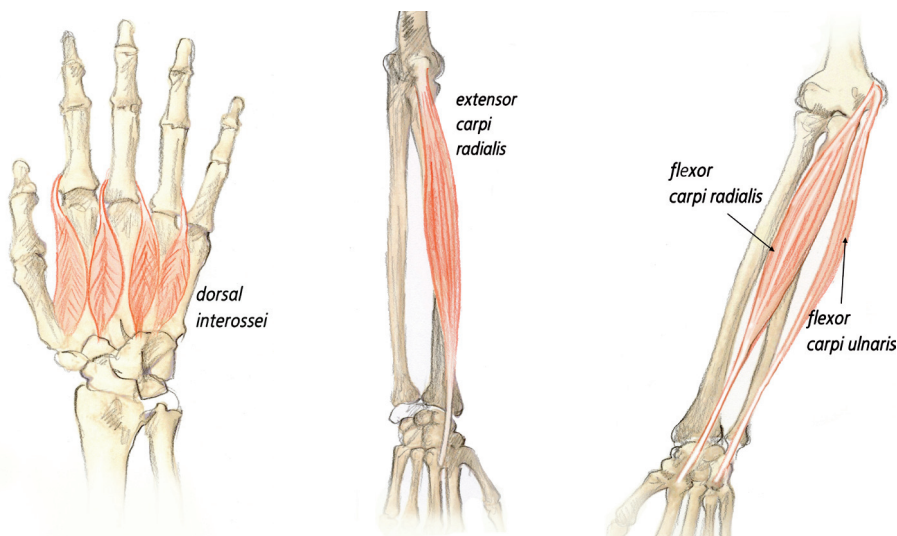
W badaniach mających na celu ocenę obciążenia układu mięśniowo-szkieletowego kończyny górnej zastosowano metodę elektromiografii powierzchniowej.

Tabela IX-31. Chronometraż czynności pracy wykonywanych na stanowisku operator beli waty

Fot.	Czynność pracy	Czas trwania, s
1.	Czynności przygotowawcze (zakładanie rękawic, zdejmowanie folii, przechodzenie)	45
2.	Przecinanie wiązań beli	60
3.	Przygotowanie przeciętych wiązań	45
4.	Przejsie na drugą stronę taśmy	24
5.	Przecinanie wiązań beli	30
6.	Usuwanie wiązań	280
7.	Wyrzucanie wiązań do pojemnika	20
8.	Podejście do sterownika podnośnika	30
9.	Sterownie podnośnikiem	120

Fot. – numer pozycji ciała zilustrowanej na rys. IX-3.

Ocena obciążenia polega na wyrażeniu amplitudy sygnału EMG zarejestrowanego podczas kolejnych czynności pracy z mięśni zaangażowanych w wykonywanie tych czynności w odniesieniu do amplitudy sygnału uzyskanego podczas pomiaru sygnału EMG w czasie wywierania maksymalnego napięcia mięśnia (procedury normalizacji opisano w rozdz. VI.4.2). Do badań wybrano mięśnie przedramienia: m. prostownik promieniowy nadgarstka – ECR (łac. *extensor carpi radialis*) i m. zginacz łokciowy nadgarstka – FCU (łac. *flexor carpi ulnaris*) oraz mięsień ręki: m. międzykostny grzbietowy – DI (łac. *dorsal interossei*). Rejestrację i analizę



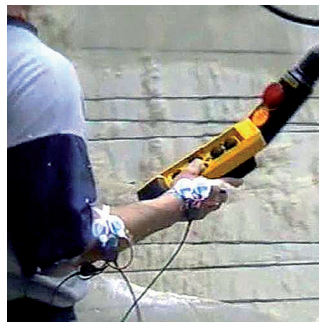
Rys. IX-4. Mięśnie ręki (m. międzykostny grzbietowy – DI; łac. *dorsal interossei*) i przedramienia (m. prostownik promieniowy nadgarstka – ECR; łac. *extensor carpi radialis*) i m. zginacz łokciowy nadgarstka – FCU; łac. *flexor carpi ulnaris*) wybrane jako reprezentatywne do badań obciążenia związanego z wykonywaniem czynności pracy na stanowisku operatora beli waty

sygnału EMG przeprowadzono zgodnie z procedurą stosowaną w tego typu badaniach. Elektrody służące do rejestracji sygnału EMG umieszczono na skórze tuż nad badanymi mięśniami. Położenie mięśni zilustrowano na rysunku IX-4, a położenie elektrod rejestrujących sygnał EMG na rysunku IX-5.

Przed pomiarami, podczas wykonywania przez pracownika czynności pracy, przeprowadzono testy maksymalnego napięcia mięśniowego, na podstawie których dla każdego z badanych mięśni określono maksymalne napięcie mięśniowe. Aktywność elektryczna (obciążenie) badanych mięśni wyrażana była w $%MVE$, czyli w procentach wartości amplitudy sygnału zarejestrowanego podczas pracy w stosunku do amplitudy sygnału zarejestrowanego podczas maksymalnego napięcia mięśnia.

Mięśnie przedramienia są stosunkowo duże, dlatego rejestrowany sygnał pochodził głównie z nich. Natomiast w przypadku mięśnia międzykostnego grzbietowego, biorąc pod uwagę rozmiary tego mięśnia, specyfikę rejestracji i analizy sygnału EMG oraz typ wykonywanych czynności pracy, należy przypuszczać, że sygnał EMG był rejestrowany także z warstwy głębokiej mięśni ręki, głównie mięśnia przywodziciela kciuka.

Dla każdej czynności wyszczególnionej w chronometrażu pracy i każdego z trzech badanych mięśni wyznaczono poziom obciążenia (wartość względną amplitudy sygnału EMG wyrażoną jako $%MVE$) podany w tabeli IX-32.



Rys. IX-5. Rozmieszczenie elektrod podczas rejestracji sygnału EMG z mięśni ręki i przedramienia

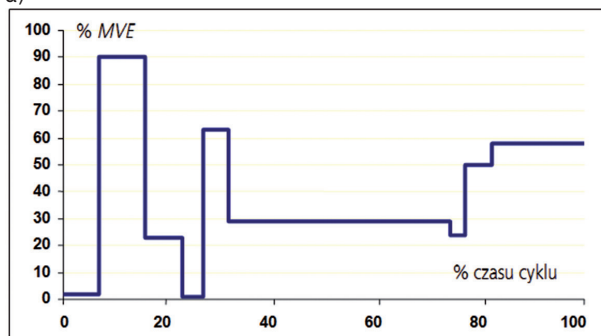
Tabela IX-32. Poziom obciążenia badanych mięśni kończyny górnej podczas wykonywania czynności pracy, wyrażony w odniesieniu do aktywności mięśni przy wysiłku maksymalnym, na stanowisku operatora beli waty

Czynności pracy	Obciążenie, $%MVE$		
	DI	FCU	ECR
Czynności przygotowawcze	2	4	4
Przecinanie wiązań belki	90	75	42
Przygotowanie przeciętych wiązań	23	11	23
Przejście na drugą stronę taśmy	1	3	2
Przecinanie wiązań belki	63	62	31
Usuwanie wiązań	29	20	27
Wyrzucanie wiązań do pojemnika	24	16	26
Podejście do sterownika podnośnika	50	23	13
Sterowanie podnośnikiem	58	43	38

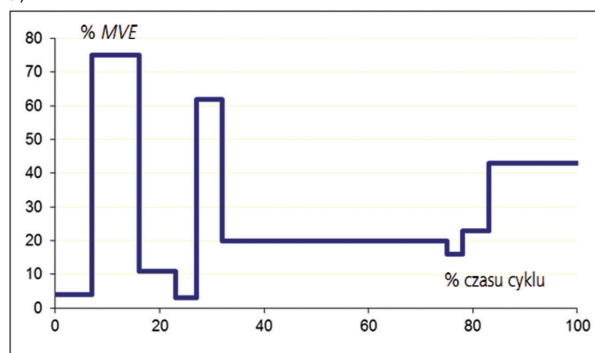
DI – m. międzykostny grzbietowy, FCU – zginacz łokciowy nadgarstka, ECR – m. prostownik promieniowy nadgarstka.

W analizie i ocenie obciążenia układu mięśniowo-szkieletowego istotny jest nie tylko poziom napięcia mięśniowego, lecz także czas utrzymywania określonego poziomu w odniesieniu do czasu pracy. Na rysunku IX-6a przedstawiono poziom obciążenia mięśnia międzykostnego grzbietowego z uwzględnieniem czasu trwania tego obciążenia w jednym cyklu pracy, przy czym czas każdej czynności został wyrażony w procentach czasu cyklu. Wykresy prezentujące obciążenie mięśnia prostownika promieniowego nadgarstka oraz zginacza łokciowego nadgarstka z uwzględnieniem czasu trwania obciążenia przedstawiono odpowiednio na rys. IX-6b i IX-6c.

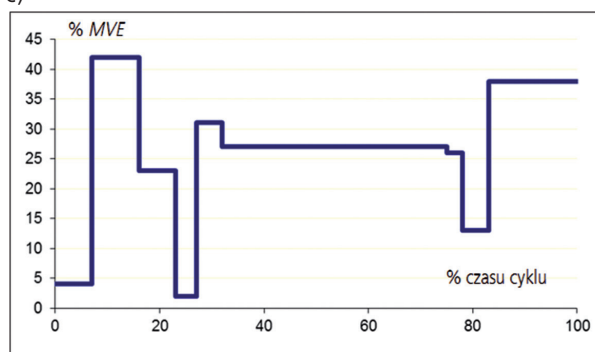
a)



b)



c)



Rys. IX-6. Poziom obciążenia mięśnia w odniesieniu do czasu trwania tego obciążenia wyrażonego w procentach czasu cyklu:
a) międzykostnego grzbietowego – DI (łac. *dorsal interossei*);
b) prostownika promieniowego nadgarstka – ECR (łac. *extensor carpi radialis*); c) zginacza łokciowego nadgarstka – FCU (łac. *flexor carpi ulnaris*)

W mięśniu DI tylko przez 64% czasu pracy obciążenie wynosiło poniżej 30% *MVC*, przez 9% czasu pracy było na poziomie 90% *MVC*, przy czym przez 37% tego czasu wynosiło powyżej 50% *MVC*. Obciążenie mięśnia ECR było poniżej 30% *MVC* przez 69% czasu pracy, przez 9% czasu pracy wynosiło 75% *MVC*, natomiast przez 87% czasu pracy było poniżej 50% *MVC*. Najmniej obciążony był mięsień zginacz łokciowy nadgarstka – obciążenie poniżej 30% *MVC* było utrzymywane przez 84% czasu pracy i podczas pracy nie przekroczyło 50% *MVC*.

Najbardziej obciążającymi czynnościami pracy są czynności przecinania wiązań belki oraz sterowania sterownikiem. Podczas wykonywania tych czynności występuje obciążenie (szczególnie mięśnia DI) znacznie przewyższające maksymalne zalecane. Mimo że czynności te są wykonywane przez stosunkowo krótki czas, mogą powodować zagrożenia dolegliwościami układu mięśniowo-szkieletowego.

Analiza obciążenia układu mięśniowo-szkieletowego przedramienia i ręki wskazuje, że występowało duże obciążenie ręki. Mniejsze obciążenie, jednakże również przekraczające dopuszczalne poziomy, zanotowano w mięśniach przedramienia. Występujące obciążenie układu mięśniowo-szkieletowego, szczególnie podczas wykonywania czynności przecinania wiązań belki oraz sterowania sterownikiem, może powodować dolegliwości bólowe w okolicach kciuka. Na powstawanie takich dolegliwości może także wpływać położenie kciuka podczas wykonywania czynności sterowania, uwarunkowane konstrukcją urządzenia sterowniczego.

Obciążenie układu mięśniowo-szkieletowego ręki i przedramienia podczas wykonywania czynności sterowania sterownikiem można zmniejszyć przez zmianę konstrukcji urządzenia sterowniczego. Zmniejszenie gabarytów tego urządzenia, przystosowanie jego kształtu do budowy anatomicznej ręki oraz zmniejszenie wartości siły na przycisku służącym do sterowania zmniejszyłoby obciążenie przedramienia i ręki. Zmniejszenie obciążenia podczas wykonywania czynności przecinania wiązań belki nastąpi po zastosowaniu nożyc ze wspomaganiem (pneumatycznym, hydraulicznym, elektrycznym), umożliwiających przełożenie niewielkiej wartości siły wywieranej przez pracownika na siłę o wartości koniecznej do przecięcia wiązań belki.

IX.3.2. Stanowisko pracy z komputerem w systemie telepracy

Elektromiografię można zastosować do oceny obciążenia podczas pracy niemającej charakteru cyklicznego, jak na przykład telepraca na stanowisku

komputerowym. Metoda ta jest szczególnie użyteczna do oceny obciążenia wewnętrznego w przypadku pracowników starszych lub z niepełnosprawnościami w układzie ruchu. Osoby takie często wykonują pracę biurową, w której pod względem zaangażowania czasowego przeważa obsługa komputera w systemie telepracy.

Ocena obciążenia na stanowiskach telepracy dotyczyła dwóch osób, które wykonywały czynności pracy polegające na odnajdywaniu w Internecie danych dotyczących różnych firm oraz przeprowadzaniu rozmów telefonicznych z osobami pracującymi w tych firmach. Na podstawie rozmów prowadzono notatki, które w dalszej części pracy zapisywano w komputerze. Ze względu na różnorodność czynności pracy podzielono je na pracę przy komputerze oraz inne czynności.

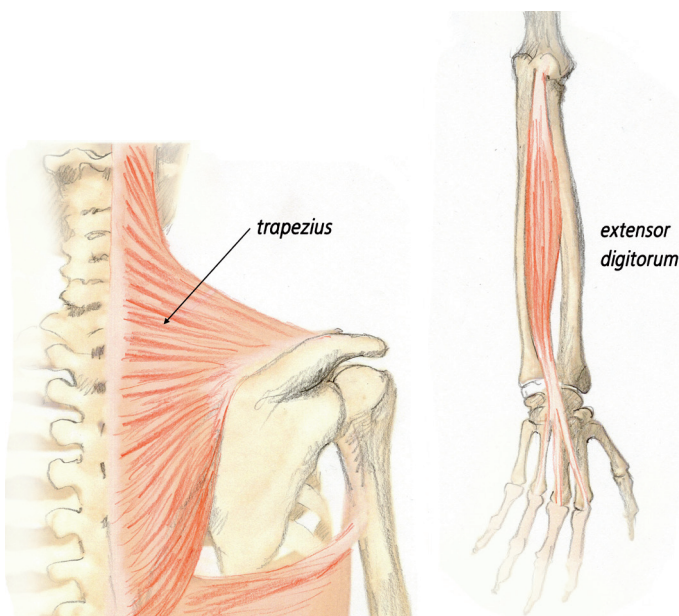
Głównymi elementami wyposażenia obydwu stanowisk pracy były wózek inwalidzki, biurko i komputer. Wózek inwalidzki jest dostosowany do możliwości osoby niepełnosprawnej i ułatwia poruszanie się w pomieszczeniu pracy. Stanowiska pracy były dostosowane do potrzeb pracujących tam osób i zapewniały utrzymywanie stosunkowo poprawnej pozycji ciała podczas pracy, jednakże brak podłokietników uniemożliwiał podparcie kończyn górnych.

U pracownika oznaczonego literą A niepełnosprawność była wynikiem urazu rdzenia kręgowego w odcinku szyjnym. U tej osoby występuje całkowity niedowład kończyn dolnych i tułowia z wyjątkiem mięśnia przepony. W kończynach górnych występuje częściowy niedowład. Pisanie długopisem odbywa się prawą ręką, natomiast na komputerze badana osoba pisze tylko jednym palcem prawej ręki. W związku z niepełnosprawnością osoba ta porusza się wyłącznie na wózku inwalidzkim. Praca przy komputerze zajmuje badanemu oznaczonego literą A ok. 30 – 40% całego czasu pracy, a rozmowy telefoniczne 60 – 70%.

W przypadku pracownika oznaczonego literą B przyczyną niepełnosprawności było uszkodzenie okołoporodowe oraz dziecięce porażenie mózgowe. U tej osoby występuje niedowład całej lewej strony ciała oraz prawej kończyny dolnej. Pracownik porusza się wyłącznie na wózku inwalidzkim, zarówno w domu jak i poza nim. Na stanowisku pracuje przy komputerze, pisze, przegląda dokumenty, rozmawia przez telefon, a także pracuje przy desce kreślarskiej. Najwięcej, bo ok. 70% czasu pracy, osoba badana spędza przy komputerze. Pozostałe czynności zajmują 30% dnia pracy.

W celu oceny obciążenia kończyny górnej i obszaru barku przeprowadzono analizę aktywności elektrycznej mięśnia barku – m. czworoboczny, TR (łac. *trapezius*) i mięśnia przedramienia – m. prostownik palców, ED (łac. *extensor digitorum*), (rys. IX-7).

Rys. IX-7. Mięśnie ręki (m. czworoboczny – TR, łac. *trapezius* i m. prostownik palców – ED, łac. *extensor digitorum*) wybrane jako reprezentatywne do badań obciążenia związanego z wykonywaniem czynności pracy na stanowisku pracy z komputerem w systemie telepracy



Analiza sygnału EMG wykazała bardzo duże różnice w obciążeniu badanych mięśni (tab. IX-33). O ile podczas pracy przy komputerze obciążenie wynosiło 8,5 – 37% *MVE* (wartość odniesiona do maksymalnego napięcia mięśniowego), o tyle podczas wykonywania innych czynności, np. rozmowy telefonicznej, obciążenie mięśnia lewego przedramienia sięgało aż 71,6% *MVE* u osoby badanej A. Tak duże obciążenie tego mięśnia wynika z konieczności podtrzymywania klatki piersiowej podczas rozmowy telefonicznej i wspomagania mięśnia przepony podczas mówienia. Również w przypadku obciążenia mięśnia przedramienia (ED) kończyny prawej odnotowano stosunkowo duże obciążenie (37% *MVE*). Przekroczenie wartości 30% *MVE* może świadczyć o znacznym obciążeniu danej grupy mięśniowej podczas wykonywania czynności pracy.

Tabela IX-33. Obciążenie mięśni podczas pracy z komputerem w systemie telepracy

Badany mięsień	Obciążenie, % <i>MVE</i>			
	osoba A		osoba B	
	praca przy komputerze	inne czynności	praca przy komputerze	inne czynności
ED-L	8,5	71,6	28,5	5,4
TP-L	20,6	1,6	3,2	1,5
TP-R	11,3	0,8	2,7	1,9
ED-R	37,0	4,6	5,2	1,7

ED – m. prostownik palców, TP – m. czworoboczny; L – lewe przedramię, P – prawe przedramię; *MVE* – amplituda sygnału EMG zarejestrowanego podczas maksymalnego napięcia mięśnia.

W przypadku osoby B analiza sygnału EMG wykazała średnie obciążenie jedynie lewego mięśnia przedramienia – 28,5% *MVE* (tab. IX-33), obciążenie pozostałych badanych mięśni podczas pracy przy komputerze było małe (2,7 – 5,2% *MVC*). Podczas pozostałych czynności pracy obciążenie wszystkich badanych mięśni również było małe. Średnie obciążenie podczas całego dnia pracy było podobne do obciążenia podczas pracy przy komputerze. Wynika to między innymi z właściwej pozycji ciała, zarówno podczas pracy, przy komputerze, jak i podczas pisania czy telefonowania. Ogólne obciążenie wszystkich mięśni pracownika B było małe podczas pracy przy komputerze i podczas wykonywania innych czynności.

Ze względu na zmniejszone możliwości siłowe pracowników redukcja obciążenia podczas wykonywania czynności pracy jest możliwa dzięki zastosowaniu sprzętu pomocniczego lub zmniejszeniu zaangażowania w wykonywanie czynności powodujących szczególnie duże obciążenie.

IX.4. Podsumowanie oceny stanowisk pracy

Przedstawiono ocenę obciążenia i ryzyka rozwoju MSDs na czterech stanowiskach pracy z zastosowaniem różnych metod badawczych. Dobór metod był uwarunkowany charakterem pracy, problemem, jaki był przedmiotem analizy i oceny, lecz także indywidualnymi cechami pracownika. Jeśli ocena dotyczyła ryzyka rozwoju MSDs na stanowisku pracy określonego typu, wybierano metody oceny obciążenia zewnętrznego, natomiast jeśli odnosiła się do określonych pracowników, stosowano metodę oceny obciążenia wewnętrznego.

Metoda oceny obciążenia wewnętrznego, jaką jest elektromiografia, wskazuje obciążenie wybranych obszarów ciała w odniesieniu do maksymalnych możliwości pracownika. Okazała się ona użyteczna zarówno w przypadku oceny zagrożenia nadmiernym obciążeniem wybranych obszarów ciała, jak i oceny obciążenia u osób, których możliwości fizyczne są mniejsze niż większości populacji pracowników.

Porównanie obciążenia dwóch osób pracujących na bardzo podobnych stanowiskach pracy z komputerem wskazuje na różnice wynikające z ich różnych możliwości fizycznych. Badanie wykazało również różnice pomiędzy obciążeniem przedramienia a obciążeniem barku. Tak jak podejrzewano, z oceny obciążenia wynika, że obciążenie nadgarstka jest nadmierne i rzeczywiście może doprowadzić do rozwoju dolegliwości. Przeprowadzona analiza umożliwiła wskazanie czynności będących źródłem szczególnego zagrożenia rozwojem MSDs.

Zastosowanie elektromiografii jest pracochłonne. Należy także wziąć pod uwagę, iż aby dokonać pomiarów i analizy trzeba korzystać z kosztownej aparatury oraz wykonać pomiar wielu mięśni, gdy ocena dotyczy obciążenia całego ciała. Jednocześnie metoda ta umożliwia określenie obciążenia mięśni zaangażowanych w wykonywanie czynności pracy danego badanego pracownika i odniesienie tego obciążenia do jego możliwości siłowych. Ma to duże znaczenia w ocenie obciążenia osób starszych i z niepełnosprawnościami, gdy metody, w których ocena opiera się na badaniach prowadzonych na ogólnej populacji pracowników, mogą być źródłem błędów. Dlatego wybór pomiędzy metodami oceny obciążenia wewnętrznego a metodami oceny obciążenia zewnętrznego jest ważną decyzją.

W celu zilustrowania procedury oceny z zastosowaniem metod oceny obciążenia zewnętrznego wybrano dwa różne stanowiska pracy. Dla każdego z nich zastosowano więcej niż jedną metodę oceny. Wykazano, że ocena ryzyka zależy od tego, którą metodę wykorzystano. Metody różnią się sposobem postępowania podczas identyfikacji występujących zagrożeń, a także sposobem oceny obciążenia i – w pewnych przypadkach – wyznaczania wielkości ryzyka związanego z tym obciążeniem. Ich dokładność jest także różna, co wynika z zastosowanej procedury oceny, lecz także z dokładności danych wejściowych. Wynik oceny zależy od tego, czy wprowadzane wartości są mierzone, czy też tylko szacowane zgodnie z subiektywną oceną pracownika bądź osoby przeprowadzającej analizę pracy. Dobór metody oceny zależy także od obszaru ciała podlegającego ocenie oraz od czynności pracy nią objętych. Zatem, ze względu na wielość metod oceny oraz ich zróżnicowanie, istotną rolę odgrywa dobór metody do oceny obciążenia na określonym stanowisku pracy charakteryzowanym przez wykonywane czynności i ich zróżnicowanie podczas zmiany roboczej.

W metodach oceny obciążenia zewnętrznego nie bierze się pod uwagę charakterystyki pracownika, podczas gdy znacząca dla obciążenia jest jego płeć. Duże znaczenie ma masa ciała pracownika. Zwykle zakłada się, że masa ciała jest wskaźnikiem zdolności do wywierania siły o dużej wartości. Większa masa ciała oznacza często większą masę mięśniową i w konsekwencji większą zdolność do rozwijania znacznych sił mięśniowych. Należy jednak zwrócić uwagę na zawartość tkanki tłuszczowej – jeśli jest duża, może powodować szybkie zmęczenie i znaczne obciążenia zarówno układu krążenia, jak kręgosłupa oraz mięśni. Liczne badania wskazują, że kobiety mają średnio o 30% mniej masy mięśniowej i mniejsze możliwości siłowe, co powoduje, że obciążenie na określonym stanowisku jest dla nich większe niż dla mężczyzny. Znaczenie ma także wiek pracownika. Ze względu na mniejsze możliwości siłowe chronione powinny być osoby starsze, ale także osoby

młodociane w okresie wzrostu ze względu na możliwość powstania u nich trwałych wad postawy i uszkodzeń kręgosłupa. Należy także wziąć pod uwagę kondycję fizyczną pracownika. Osoby na stałe pracujące w pozycji siedzącej przy pracach lekkich mają mniejsze możliwości siłowe, u osób tych występuje także większe ryzyko uszkodzenia kręgosłupa na skutek oddziaływania siły w sposób nagły.

Zatem, podejmując decyzję o wyborze metody oceny obciążenia i ryzyka rozwoju MSDs, należy uwzględnić czynniki odnoszące się do pracownika, takie jak jego wiek, płeć i ewentualna niepełnosprawność oraz rodzaj wykonywanej czynności pracy. Znaczenie ma także, czy ocena jest przeprowadzana w celu określenia zagrożenia u konkretnego pracownika, czy dotyczy ogólnej populacji pracowników oraz czy odnosi się do ogólnego obciążenia, czy obciążenia określonego obszaru ciała. Dokładna analiza wstępna umożliwi przeprowadzenie oceny najodpowiedniejszą metodą, co posłuży redukcji ryzyka rozwoju MSDs.

IX.5. Bibliografia

Hignett S., McAtamney L. (2000) *Rapid Entire Body Assessment (REBA)*. Appl. Ergon., 31(2):201-205.

Karhu O., Härköen R., Sorvali P., Vepsäläinen P. (1981) *Observing working postures in industry: examples of OWAS application*. Appl. Ergon., 12(1):13-17.

Karhu U., Kansi P., Kuorinka I. (1977) *Correcting working postures in industry; A practical method for analysis*. Appl. Ergon., 8 (4):199-201.

Occhipinti E. (1998) *OCRA: a concise index for the assessment of exposure to repetitive movements of the upper limbs*. Ergonomics, 41(9):1290-1311.

Roman-Liu D. (2003c) *Maximum force of tip pinch and palmer pinch in relation to maximum handgrip force – A Meta Analysis*. Biol Sport, 20(4), 303-319.

Roman-Liu D. (2007) *Repetitive Task Indicator as a tool for assessment of upper limb musculoskeletal load induced by repetitive tasks*. Ergonomics, 50(11):1740-1760.

Roman-Liu D., Groborz A., Tokarski T. (2013) *Comparison of risk assessment procedures used in OCRA and ULRA methods*. Ergonomics, 56(10):1584-1598.

Roman-Liu D., Tokarski T. (2010) *Ocena obciążenia statycznego z zastosowaniem metody OWAS*. Bezpieczeństwo Pracy, 7-8:28-31.

Roman-Liu D., Tokarski T. (2013) *Sprawozdanie etapowe: 04.A.13. Opracowanie metody kompleksowej oceny ryzyka zawodowego w zakresie dolegliwości*

mięśniowo-szkieletowych. Program wieloletni pn. „Poprawa bezpieczeństwa i warunków pracy”. Warszawa, CIOP-PIB [Praca niepublikowana].

Roman-Liu D., Tokarski T. (2005) *Upper limb strength in relation to upper limb posture*. Int. J. Ind. Ergonom., 35:19-31.

Roman-Liu D., Tokarski T., Kowalewski R. (2005) *Decrease of force capabilities as an index of upper limb fatigue*. Ergonomics, 48:930-948.

Russell S.J., Winnemuller L., Camp J.E., Johnson P.W. (2007) *Comparing the results of five lifting analysis tools*. Appl. Ergon., 38(1):91-97.

PN-EN 1005-5:2007 *Bezpieczeństwo maszyn – Możliwości fizyczne człowieka – Część 5: Ocena ryzyka dotycząca czynności wykonywanych z dużą częstotliwością powtórzeń*.