## Rozprawy Monografie **348**

# 348 DISSERTATIONS MONOGRAPHS

## **ROBERT BARAŃSKI**

Grip force estimation in hand – tool system



AGH UNIVERSITY OF SCIENCE AND TECHNOLOGY PRESS KRAKOW 2019

## ROZPRAWY 348

## **ROBERT BARAŃSKI**

Estymacja siły zacisku w układzie ręka – narzędzie



KRAKÓW 2019

Wydawnictwa Akademii Górniczo-Hutniczej im. Stanisława Staszica w Krakowie

Redaktor Naczelny Wydawnictw AGH: Jan Sas

Komitet Naukowy Wydawnictw AGH: Andrzej Pach (przewodniczący) Jan Chłopek Barbara Gąciarz Bogdan Sapiński Stanisław Stryczek Tadeusz Telejko

Recenzenci: dr hab. inż. Grzegorz Klekot, prof. PW dr hab. inż. Tadeusz Wszołek, prof. AGH

Afiliacja autora AGH Akademia Górniczo-Hutnicza Wydział Inżynierii Mechanicznej i Robotyki Katedra Mechaniki i Wibroakustyki

Korekta: Elwira Zapałowska

Skład: Munda Maciej Torz

© Wydawnictwa AGH, Kraków 2019

ISBN 978-83-66016-65-1 ISSN 0867-6631

Redakcja Wydawnictw AGH al. A. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków tel. 12 617 32 28, 12 636 40 38 e-mail: redakcja@wydawnictwoagh.pl http://www.wydawnictwa.agh.edu.pl

## Spis treści

Stre	eszczenie	7
Sun	nmary	8
Wy	kaz ważniejszych oznaczeń	9
Wy	kaz skrótów	11
Wst	tęp	15
1.	Wprowadzenie	19
	1.1. Zastosowania siły zacisku	19
	1.2. Przenoszenie drgań w układzie ręka – ramię	20
	1.3. Siła zacisku a sygnały EMG	23
	1.4. Czynniki wpływające na wyznaczenie zależności siła – sygnał EMG	27
	1.5. Propozycja rozwiązania zagadnienia	29
2.	Oddziaływanie drgań na człowieka	31
	2.1. Drgania – regulacje prawne	33
	2.2. Czynniki wpływające na ekspozycję na drgania	34
	2.3. Siła zacisku	37
	2.4. Drgania – negatywne działanie	43
	2.5. Drgania – pozytywne działanie	46
	2.6. Drgania miejscowe – wytyczne pomiarowe	48
	2.7. Komercyjne rozwiązania pomiarowe.	52
	2.8. Niekonwencjonalne metody w ocenie oddziaływań drgań na człowieka	55
3.	Elektromiografia	61
	3.1. Generowanie sygnałów EMG	63
	3.2. Elektrody	69
	3.2.1. Elektrody igłowe	71
	3.2.2. Elektrody powierzchniowe	73
	3.2.3. Elektrody wysokiej gęstości (HD EMG)	75
	3.3. Kondycjonowanie i akwizycja	77
	3.4. Artefakty	80
	3.5. Metody analizy	81
4.	Instrumentalizacja pomiarowa	87
	4.1. Kondycjonowanie sygnału sEMG	88
	4.2. Pomiar siły zacisku	94
	4.3. Rozwiązanie modułowe	99
	4.4. Oprogramowanie	100

5.	Estymacja siły zacisku					
	5.1. Miejsce mocowania elektrod 1	06				
	5.1.1. Badania własne 1	109				
	5.1.2. Wnioski	116				
	5.2. Dobór estymatora	116				
	5.2.1. Badania własne 1	116				
	5.2.2. Wnioski 1	121				
	5.3. Modele regresji F(sEMG) 1	122				
	5.3.1. Badania własne 1	22				
	5.3.2. Wnioski 1	127				
	5.4. Zmiana sygnału sEMG na przestrzeni dni 1	128				
	5.4.1. Badania własne 1	128				
	5.4.2. Wnioski 1	134				
	5.5. Wpływ drgań na sygnał sEMG 1	135				
	5.5.1. Badania własne 1	137				
	5.5.2. Wnioski 1	44				
6.	Metoda estymacji siły zacisku					
	6.1. Opis algorytmu 1	46				
	6.2. Przykład zastosowania 1	47				
	6.2.1. Analizy 1	48				
	6.2.2. Wnioski 1	152				
	6.3. Niepewność 1	153				
7.	Dalsze kierunki badań1					
	7.1. Metoda pozyskiwania danych kalibracyjnych 1	155				
	7.2. Liczba prób testowych (bootstrap).    1	156				
	7.3. Wpływ drgań na estymację siły    1	159				
	7.4. Inne kierunki 1	60				
8.	Podsumowanie 1	61				
Lite	ratura	63				

#### ROBERT BARAŃSKI Estymacja siły zacisku w układzie ręka – narzędzie

## Streszczenie

Monografia zawiera wyniki badań i analiz, które przeprowadzono podczas opracowywania nowej metody estymacji siły zacisku ręki na narzędziu. Metodę tę z założenia przeznaczono do zastosowania w procesie określania ekspozycji na drgania podczas pracy narzędziami ręcznymi.

Proponowana metoda to spojrzenie na estymację siły przy wykorzystaniu sygnałów elektromiograficznych (EMG). Badania oparto na analizach sygnałów rejestrowanych metodami powierzchniowymi (sEMG), mając na uwadze, by aplikacyjność tej metody nie generowała problemów znanych z elektromiografii igłowej (iEMG).

W pierwszej części pracy w skrócony sposób przedstawiono motywację do podjęcia tematu oraz przybliżono ideę proponowanego rozwiązania. Następnie rozwinięto zagadnienie oddziaływania drgań na człowieka. Przybliżono obowiązujące wymagania oraz zapisy obligujące do pomiarów sił między ręką a strefą zacisku wraz ze wskazaniem na fakt, że obecnie brak jest narzędzi umożliwiających spełnienie tego wymagania.

Przedstawiono zagadnienia związane zarówno z genezą powstawania sygnałów elektromiograficznych, jak i znanymi technikami ich pomiaru, artefaktami w procesie ich rejestracji oraz powszechnie stosowanych analiz. Przedstawiono wymagania stawiane aparaturze pomiarowej sygnałów EMG, a następnie zaprezentowano własne rozwiązanie ukierunkowane na badania w celu opracowania metody estymacji siły zacisku. Opracowane rozwiązanie obejmowało układ kondycjonujący sygnały EMG, oprogramowanie do akwizycji, zarządzania oraz analizy sygnałów z wykorzystaniem dowolnych zaimplementowanych estymatorów.

Przedstawiono wyniki badań i analiz poświęconych doborowi miejsca mocowania elektrod, doborowi estymatora, funkcji opisującej zależność sygnałów EMG oraz siły zacisku. Na bazie badań własnych wskazano długookresowy charakter zmian sygnałów elektromiograficznych. Zbadano również wpływ drgań na generowanie sygnałów elektromiograficznych, a więc i wartości proponowanego estymatora siły zacisku.

W końcowej części monografii zaprezentowano przykład zastosowania proponowanej metody wraz z oszacowaniem jej dokładności. Wskazano również dalsze kierunki badań nie ujęte w niniejszym opracowaniu, w ramach których prace prowadzone przez autora zostały już rozpoczęte.

#### ROBERT BARAŃSKI Grip force estimation in hand – tool system

## **Summary**

The monograph contains the results of research and analyses that were carried out during the development of a new method of estimating the force of the hand clamp on the tool. This method was originally intended for use in the process of determining the exposure to vibrations when working with hand tools.

The proposed method is based on force estimation using electromyographic signals (EMG). The research was based on the analysis of signals recorded by surface methods (sEMG), bearing in mind that the applicability of this method does not generate problems known from needle electromyography (iEMG).

In the first part of the work the motivation to take up the topic was briefly presented and the idea of the proposed solution was presented. Then, the issue of the impact of vibrations on humans was developed. The current requirements and the provisions obligating to measure forces between the hand and the terminal zone were approximated along with an indication of the fact that currently there are no tools to meet this requirement.

Issues related to the genesis of electromyographic signals as well as known techniques of their measurement, artefacts in the process of their registration and commonly used analyses are presented. The requirements for EMG signal measurement equipment are presented, and then their own research-oriented solution is presented to develop a method for estimating the clamping force. The solution developed included the EMG signal conditioning system, software for acquisition, management and signal analysis using any implemented estimators.

Presented are the results of tests and analyses devoted to the selection of the electrode mounting location, selection of the estimator, a function describing the dependence of EMG signals and the clamping force. On the basis of own research, the long-term character of changes in electromyographic signals was indicated.

In the final part of the monograph an example of the application of the proposed method with an estimation of its accuracy is presented. Also indicated are further directions of research not included in this study, under which the work carried out by the author has already begun.

## Wykaz ważniejszych oznaczeń

A	_	powierzchnia, m <sup>2</sup>		
В	_	liczba prób typu bootstrap		
DPMI	_	impedancja mechaniczna (ang. driving point mechanical impedance), Ns/		
Ε	_	energia (ang. <i>energy</i> )		
F	_	siła, N		
f	_	częstotliwość, Hz		
$H_{AM}$	_	postać analityczna transformaty Hilberta		
$H_{IF}$	_	częstotliwość chwilowa transformaty Hilberta		
Ι	_	natężenie drgań, N/ms		
i	_	numer próbki		
MDF	_	środkowa wartość częstotliwości (ang. median power frequency)		
mean	_	średnia arytmetyczna		
$M_k$	_	suma skumulowana bootstrap		
MNF	_	średnia wartość częstotliwości (ang. mean power frequency)		
п	_	liczba próbek, pomiarów		
р	_	prawdopodobieństwo testowe (ang. p-value)		
Q	_	dobroć (filtracja)		
$R^2$	_	współczynnik determinacji		
rms	_	średnia kwadratowa (ang. root mean square)		
S	_	entropia		
S	_	zmienna transformaty Laplace'a		
t	_	czas, s		
TPS	_	liczba zmian kierunku sygnału na sekundę (ang. turn per second)		
U(x)	_	niepewność rozszerzona (ang. expanded uncertainty)		
u(x)	_	niepewność standardowa (ang. uncertainty)		
V	_	prędkość, m/s <sup>2</sup>		

- $V_x$  procentowy współczynnik zmienności, %
- $W_{h}$  współczynnik ważenia częstotliwościowego
- $x_i$  wartość sygnału EMG w chwili *i*
- ZC liczba przejść przez zero (ang. zero crossing)
- α poziom istotności
- $\alpha_h$  skuteczne przyspieszenie, m/s<sup>2</sup>
- $\Delta x$  niepewność graniczna
- $\Phi(t)$  faza chwilowa przy obliczaniu  $H_{IF}$ 
  - $\omega~-~$ częstość kątowa, rad/s
  - $\hat{x}$  wartość estymowana

## Wykaz skrótów

A/C	_	przetwornik analogowo-cyfrowy	
AFNNC	_	adaptacyjny klasyfikator k-NN (ang. adaptive fuzzy k-NN classifier)	
Ag	_	srebro (pierwiastek)	
ANN	_	sztuczne sieci neuronowe (ang. artificial neural networks)	
ANOVA	—	analiza wariancji (ang. anlysis of variance)	
AP	_	potencjał czynnościowy (ang. action potential)	
APL	_	m. odwodziciel długi kciuka (m. abductor pollicis longus)	
BB – m. dwugłowy ramienia (m. biceps brachii)		m. dwugłowy ramienia (m. biceps brachii)	
BMI – indeks masy ciała (ang. body mass index)		indeks masy ciała (ang. body mass index)	
BR – m. ramienno-promieniowy (m. brachioradialis)		m. ramienno-promieniowy (m. brachioradialis)	
Cl – chlor (pierwiastek)		chlor (pierwiastek)	
CMRR	_	współczynnik tłumienia sygnału współbieżnego (ang. common mode re- jection ratio)	
CWT	_	ciągła transformata falkowa (ang. continuous wavelet transform)	
DWT	DWT – dyskretna transformata falkowa (ang. discrete wavelet transform)		
ECoG	_	elektrokortykografia	
ECRB	_	m. prostownik promieniowy krótki nadgarstka (m. extensor carpi radialis brevis)	
ECRL	_	m. prostownik promieniowy długi nadgarstka (m. extensor carpi radialis longus)	
ECU	_	m. prostownik łokciowy nadgarstka (m. extensor carpi ulnaris)	
ED	_	m. prostownik palców (m. extensor digitorum)	
EDM	_	m. prostownik palca małego (m. extensor digiti minimi)	
EEG	_	elektroencefalografia	
$EGG_1$	_	elektrogastrografia	
$EGG_2$	_	elektroglotografia	
EI	_	m. prostownik wskaziciela (m. extensor indicis)	

EKG	_	elektrokardiografia (ang. electrocardiography)		
ELM	_	typ maszyny uczącej ze sprzężeniem do przodu (ang. <i>extreme learning machine</i> )		
EMG – elektromiografia (ang. electromyog		elektromiografia (ang. electromyography)		
ENG <sub>1</sub> –		elektroneurografia		
ENG <sub>2</sub> – elekt		elektronystagmografia		
EOG	_	elektrookulografia		
EPB	_	m. prostownik krótki kciuka (m. extensor pollicis brevis)		
EPL	_	m. prostownik długi kciuka (m. extensor pollicis longus)		
ERG	_	elektroretinografia		
FCR	FCR – m. zginacz promieniowy nadgarstka ( <i>m. flexor carpi radialis</i> )			
FCU	_	m. zginacz łokciowy nadgarstka (m. flexor carpi ulnaris)		
FDM	_	metoda osadzania topionego materiału (ang. fused deposition modeling)		
FDP	_	m. zginacz głęboki palców (m. flexor digitorum profundus)		
FDS	_	m. zginacz powierzchowny palców (m. flexor digitorum superficialis)		
FL	_	logika rozmyta (ang. <i>fuzzy logic</i> )		
FPL	_	m. zginacz długi kciuka (m. flexor pollicis longus)		
GBML	_	genetyczne maszyny uczące (ang. genetics-based machine learning)		
HAVS	_	zespół wibracyjny (ang. hand-arm-vibration syndrome)		
HD EMG	_	elektromiografia wysokich gęstości (ang. high density electromiography)		
iEMG	_	elektromiografia igłowa (ang. intramuscular electromyography)		
I-EMG	_	elektromiografia impedancyjna (ang. impedance-electromyography)		
ISEK	_	International Society of Electrophysiology and Kinesiology		
k-NN	_	algorytm k najbliższych sąsiadów (ang. k-nearest neighbors)		
LVQ	_	odmiana ANN (ang. learning vector quantization)		
m	_	mięsień (ang. muscle)		
MLP	_	odmiana ANN (ang. multi-layer perceptron)		
MMG	_	mechanomiografia		
MNLR	_	wielokrotna nieliniowa regresja (ang. multiple nonlinear regression)		
MUAP	_	potencjał pojedynczej jednostki motorycznej (ang. motor unit action po- tential)		
MVC	_	maksymalny dowolny skurcz (ang. maximal voluntary contraction)		
MVF	_	maksymalna dowolna siła (ang. maximal voluntary force)		
NDN	_	najwyższe dopuszczalne natężenie		
NEMG	_	znormalizowany EMG		
NFS	_	kombinacja ANN oraz FL (ang. neuro-fuzzy system)		

NO	_	m. nawrotny obły (m. pronator teres)	
PC	_	komputer osobisty (ang. personal computer)	
PCA	_	analiza głównych składowych (ang. principal component analysis)	
PCB	_	obwód drukowany (ang. printed circuit board)	
PL	_	m. dłoniowy długi (m. palmaris longus)	
PPR	_	algorytm rozpoznawania wzorców (ang. <i>parametric pattern recognition algorithm</i> )	
PQ	_	m. nawrotny czworoboczny (m. pronator quadratus)	
QF	_	m. czworogłowy uda (m. quadriceps femoris)	
RFID – identyfikacja z użyciem fal radiov <i>tion</i> )		identyfikacja z użyciem fal radiowych (ang. <i>radio-frequency identifica-tion</i> )	
rmsd	_	odchylenie średniokwadratowe (ang. root mean square deviation)	
RTG	_	rentgenogram	
sEMG	_	elektromiografia powierzchniowa (ang. surface electromyography)	
SENIAM	_	Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles	
SL	_	poziom synchronizacji (ang. synch level)	
SNR	_	odstęp sygnału od szumu (ang. signal-to-noise ratio)	
SOFM	_	samoorganizująca mapa cech (ang. self-organizing feature map)	
SU	_	m. odwracacz (m. supinator)	
SVM	_	maszyna wektorów nośnych (ang. support vector machine)	
TB	_	m. trójgłowy ramienia (m. triceps brachii)	
THD	_	współczynnik zawartości harmonicznych (ang. total harmonic distortion)	
TK	_	tomografia komputerowa	
TVR	_	odruch tonalny na wibracje (ang. tonic vibration reflex)	
USG	_	ultrasonografia	
VAD	_	choroba wibroakustyczna (ang. vibroacoustics disease, vibroacoustics illness)	
WBV	_	drgania o działaniu ogólnym (ang. whole body vibration)	

## Wstęp

Drgania, będąc nieodzownym elementem towarzyszącym większości aspektów życia, dzięki przekazywanej energii są nośnikiem zróżnicowanych informacji. Mogą wskazywać na stan zdrowia organizmu żywego w przypadku drżenia mięśni wywołanego zbyt niską temperaturą ciała (wychłodzenie), stan nadmiernego wysiłku fizycznego, czy nawet być symptomem nieodpowiedniej diety. W obszarach technicznych wykorzystywane są do oceny stanu pracy badanego obiektu technicznego (co leży u podstaw dziedziny nauki zwanej wibroakustyką) [1].

Obiekty techniczne podczas realizacji zamierzonych procesów często są źródłem drgań, które w sposób pozytywny można wykorzystać jako nośnik informacji diagnostycznych. Niemniej mogą również stanowić zagrożenie dla otoczenia, a w szczególności dla osób obsługujących takie obiekty techniczne. Jako przykład może posłużyć praca narzędziami, których drgania są wymagane do zapewnienia funkcji, dla których zostały zaprojektowane. Bardzo często urządzenia te wymagają bezpośredniego prowadzenia lub obsługi rękami. Są to wszelkiego rodzaju narzędzia ręczne, poczynając od niewielkich wiertarek, młotów udarowych czy wyrzynarek, przechodząc do maszyn wibracyjnych jak ubijaki, a kończąc na rozbudowanych urządzeniach, których elementy sterowania (drążki, kierownice) przekazują energię drganiową bezpośrednio do rąk osób je obsługujących.

Unia Europejska w raporcie dotyczącym strategii ochrony zdrowia oraz pracy *Evalu*ation of the European Strategy 2007–2012 on health and safety at work [2] wskazuje na fakt, że pomimo znacznego postępu technicznego nadal 22,5% pracowników jest narażonych na pracę w środowisku wibracyjnym, z zaznaczeniem, iż dane te w latach 2005–2010 nie uległy znaczącym zmianom. Dlatego też strategia na lata 2014–2020 [3] jest kontynuacją poprzedniej. W związku z powyższym nadal w wielu ośrodkach badawczych pracuje się nad lepszym poznaniem skutków oddziaływania drgań na organizm człowieka oraz doskonaleniem metod pozwalających w sposób miarodajny dokonać oceny stopnia narażenia.

## Cel i zakres pracy

Tematyka niniejszej pracy została zainspirowana jednym z wymogów normy EN ISO 5349-1:2001 [4] zawierającej wytyczne dla pomiarów i wyznaczenia ekspozycji człowieka na drgania przenoszone przez kończyny górne. Zgodnie z pkt. 4.3 tej normy "Pomiary drgań powinny być wykonywane podczas stosowania reprezentatywnych sił kontaktu ręki z drgającym narzędziem [...]. Między ręką a strefą zacisku powinny być mierzone siły i podawane ich wartości".

Analiza sił łączących układ operator – narzędzie pozwala ustalić podział na siłę nacisku i siłę zacisku [5–10]. W zależności od realizowanego zadania wykorzystywana jest jedna z nich lub ich kombinacja. Według niektórych doniesień, na transmisję drgań w większym stopniu wpływa siła zacisku niż siła nacisku, a siłę kontaktu z narzędziem można wyznaczyć poprzez zależność liniową siły zacisku oraz nacisku z funkcji wymiaru rękojeści [10].

Na podstawie analizy bibliograficznej oraz stanu techniki zauważono, że proponowane rozwiązania umożliwiające pomiar siły zacisku ręki na rękojeści narzędzia wiążą się z ingerencją w jego budowę (np. poprzez modyfikację rękojeści). Taki zabieg nie zawsze jest możliwy. Ponadto wpływa na zmianę sposobu posługiwania się narzędziem, w rezultacie zmieniając siły wiążące je z operatorem. Tak więc postulat normy [4] o "reprezentatywnych siłach kontaktu ręki z drgającym narzędziem" podczas pomiaru drgań już w tym momencie nie zostaje spełniony. Innym spotkanym rozwiązaniem jest wprowadzenie pomiędzy narzędzie a rękę operatora adaptera zawierającego przetwornik siły. Jednak również ono generuje podobne problemy, gdyż samo utrzymanie adaptera często wpływa na charakter pracy.

Pojawia się również inny czynnik. Zmiana rękojeści, czy też użycie adaptera zawierającego przetwornik siły wprowadzają zaburzenia na drodze naturalnej transmisji drgań w układzie operator – narzędzie. W efekcie zachowanie operatora ulega zmianie, powodując, iż wyniki pomiarów mogą okazać się niereprezentatywne. Ilustracją sytuacji, dla której implementacja jakichkolwiek adapterów czy modyfikacja są niedopuszczalne, może być praca stomatologów oraz techników dentystycznych. Według danych statystycznych prezentowanych przez Harazin [11], blisko 12% z badanych 474 przypadków eksponowanych jest na wibracje o poziomach wyższych od NDN (najwyższe dopuszczalne natężenie), a 30% jest narażonych na drgania z przedziału 0,5–1,0 wartości NDN.

Ta krótka analiza pozwala założyć, że jakakolwiek ingerencja w układ operator – narzędzie wprowadza zaburzenia w jego pracę, w konsekwencji uniemożliwiając spełnienie wymagań normy. Dlatego też pomiar siły powinien odbywać się w sposób mechanicznie transparentny.

Takie możliwości niesie proponowana metoda oparta na wykorzystaniu sygnałów elektromiograficznych (EMG, ang. *electromiography*), a precyzyjniej mówiąc, sygnałów elektromiografii powierzchniowej sEMG (ang. *surface electromyography*). Z jej wykorzystaniem pomiary siły zacisku ręki na rękojeści narzędzia odbywałyby się w miejscu generowania siły, a nie jej fizycznej realizacji. W przypadku organizmów żywych takimi elementami są mięśnie. Możliwość zmiany długości mięśnia poprzez skurcz odpowiada za zmianę położenia poszczególnych elementów układu szkieletowego, co w rezultacie przekłada się na generowanie sił (w tym siły zacisku) [12–16].

Analiza anatomii człowieka oraz zaangażowania poszczególnych grup mięśniowych w realizację poszczególnych zadań pozwoliła na stwierdzenie, iż w przypadku sił zacisku wszystkie angażowane do tego celu mięśnie znajdują się w obrębie kończyny górnej (mówiąc precyzyjniej – przedramienia) [12, 17]. W przypadku sił nacisku sytuacja jest bardziej skomplikowana, gdyż do jej realizacji wykorzystywane są grupy mięśniowe ulokowane na kończynach górnych, dolnych oraz tułowiu [12]. Podejmując więc próbę estymacji siły z użyciem sygnałów EMG, należałoby rejestrować zachowania zaangażowanych w tę czynność grup mięśniowych. O ile w przypadku siły nacisku jest to zadanie niezmiernie złożone (zarówno od strony anatomicznej, jak i technicznej realizacji), o tyle estymację siły zacisku na bazie sygnałów elektromiograficznych z obszaru przedramienia można uznać za realną do przeprowadzenia.

#### Celem pracy jest opracowanie metody, która z wykorzystaniem sygnałów elektromiograficznych umożliwi estymację siły zacisku podczas pracy narzędziami ręcznymi.

Samo wykorzystanie sygnałów EMG w obszarach związanych z ochroną pracownika jest znane. Wiele prac poświęcono ocenie stopnia zmęczenia mięśnia [18–21]. W Polsce tego typu badania prowadzone są m.in. w Centralnym Instytucie Ochrony Pracy (CIOP) pod kierownictwem prof. Danuty Roman-Liu [22]. Jednak podejście oparte na wykorzystaniu sygnałów EMG w ocenie stopnia narażenia pracownika na drgania, w opinii autora, jest nowatorskie. Podczas przeglądu literatury nie spotkano publikacji, które w podobny sposób podchodziłyby do tego zagadnienia. Co więcej, publikacje, których tematem są zarówno drgania, jak i sygna-ły EMG, przeważnie związane są z drganiami o działaniu ogólnym (WBV, ang. *whole body vibration*) i ukierunkowane na procesy regeneracji czy rehabilitacji mięśni. Trudno doszukać się tych, które dotyczą ochrony pracownika na stanowisku pracy. Jak wspomniano wcześniej, sygnały sEMG znalazły już zastosowanie w estymacji stopnia zmęczenia pracownika, jednak ich wykorzystanie pod kątem narażenia na drgania nie jest znane.

Praca składa się z ośmiu rozdziałów, których układ odpowiada chronologicznemu postępowi prac nad realizacją prezentowanego zagadnienia.

Rozdział pierwszy zawiera wprowadzenie do tematu. Sygnalizuje również istotność tematu ze względu na spełnienie kryteriów obowiązujących przepisów oraz ideę rozwiązania problemu. Opisano też stan wiedzy w zakresie transmisji drgań w układzie operator – narzędzie oraz estymacji siły z wykorzystaniem sygnałów elektromiograficznych. Przedstawiono pogląd autora na możliwości zastosowania proponowanego rozwiązania oraz jego ograniczenia.

W rozdziale drugim opisano zagadnienie wpływu drgań na organizm człowieka, z naciskiem na jego oddziaływanie poprzez kończyny górne (tzw. oddziaływanie miejscowe). Zaprezentowano również obecnie używane komercyjne rozwiązania techniczne wykorzystywane do oceny ekspozycji drgań, a także niestandardowe podejścia i pomysły rozwiązania tego problemu rozwijane w różnych placówkach badawczych.

Rozdział trzeci poświęcono zagadnieniu elektromiografii, począwszy od opisu działania układu mięśniowego, a skończywszy na mechanizmach odpowiedzialnych za generowanie sygnałów elektromiograficznych. Przedstawiono problemy techniczne związane z pomiarami sygnałów EMG i wymagania, które powinna spełniać aparatura do ich rejestracji. Zaprezentowano przykładowe metody analizy sygnałów EMG.

Rozdział czwarty to prezentacja autorskiego układu pomiarowego wykorzystywanego do badań nad omawianym tematem. Ze względu na zaplanowane doświadczenia oraz analizy jego opracowanie było konieczne. Rozmowy z firmami oferującymi gotowe rozwiązania do rejestracji sygnałów drganiowych i sygnałów EMG ugruntowały opinię, że są to systemy zamknięte, oferujące wąski zakres analiz bez możliwości rozbudowy (np. o dodatkowe przetworniki, kanały czy wskaźniki niezbędne do prawidłowego prowadzenia eksperymentu). W rozdziale piątym przedstawiono wyniki badań przeprowadzonych w celu opracowania metodologii oraz wyznaczenia funkcji przejścia pomiędzy sygnałem sEMG a siłą zacisku. Składały się one z wielu etapów. Pierwszym był dobór miejsca mocowania elektrod pomiarowych. Następnie zaprezentowano wyniki badań nad doborem najkorzystniejszych estymatorów do szacowania siły zacisku. Bazując na wyznaczonych estymatorach, dobrano najkorzystniejszą funkcję przejścia. Z uwagi na fakt, iż sygnały sEMG są silnie zależne od czynników psychofizycznych osoby badanej, zaprezentowano wyniki badań nad określeniem wpływu czasu na rejestrowane sygnały sEMG. Przedstawiono wyniki badań mających na celu sprawdzenie wpływu wibracji (oddziałującej na kończynę górną) na rejestrowany sygnały sEMG, a w konsekwencji na estymowaną siłę zacisku.

Rozdział szósty to kompleksowa prezentacja proponowanego rozwiązania oraz wyznaczenie niepewności estymowanej na bazie sygnałów EMG siły zacisku.

W rozdziale siódmym przedstawiono możliwe drogi rozwoju i prac nad dalszym udoskonaleniem proponowanego rozwiązania (m.in. wpływ procedury pomiarów sygnału sEMG, optymalizację procesu pomiarowego w postaci minimalizacji liczby pomiarów z wykorzystaniem analiz typu bootstrap, inne). Prace w postaci testów i badań nad częścią z prezentowanych pomysłów już rozpoczęto.

Rozdział ósmy to podsumowanie zawierające najważniejsze wnioski.

## 1. Wprowadzenie

Tematyka poruszana w monografii obejmuje zagadnienia z kilku obszarów, które w literaturze bardzo często funkcjonują całkowicie niezależnie. Niniejszy rozdział ma na celu ich przybliżenie wraz z prezentacją przykładowych obszarów zastosowań. W ostatnim podpunkcie przedstawiono propozycję rozwiązania, które bazuje na wykorzystaniu ich w sposób do tej pory niezagospodarowany.

## 1.1. Zastosowania siły zacisku

Zagadnienie pomiaru siły zacisku realizowanej przez kończynę górną na rękojeści jest jednym z kluczowych elementów poruszanych w niniejszej pracy. Ta z pozoru nieskomplikowana czynność była tematem wielu publikacji naukowych, gdyż jak przedstawiono w dalszej części, nie jest trywialnym zagadnieniem.

W obszarach medycznych uznanie zyskało zastosowanie urządzeń, których pierwowzorem był dynamometr hydrauliczny Jamar (rys. 1.1) [23]. Urządzenia te opierają się na pomiarze siły wywieranej przez zacisk dłoni na dwóch odpowiednio wyprofilowanych elementach. Pomimo prostoty zarówno samego badania (pacjent z całej siły zaciska rękę), jak i urządzenia, według wielu źródeł uzyskuje się miarodajne wyniki w badaniach postępów rehabilitacji [24], siły ogólnej pacjenta [25] czy nawet w ocenie ogólnego stanu odżywienia [26].



Rys. 1.1. Jamar – urządzenie do badania siły zacisku [28]

Niemniej jednak powtarzalność wyników uzyskanych w przypadku wykorzystania urządzeń o niemal identycznej budowie w wielu pracach podana została w wątpliwość. Przykładowo w pracy [27] Amaral i in. przeprowadzili serie doświadczeń, gdzie z wykorzystaniem układu kalibracyjnego oraz pacjentów testowano zbieżność wyników pomiędzy trzema podobnymi urządzeniami<sup>1</sup>. Wykazano, że istnieją rozbieżności pomiędzy wskazaniami badanych urządzeń, na które wpływ mógł mieć zarówno rodzaj przetwornika siły, jak i różnice w wymiarach rękojeści.

Badania nad dokładniejszym poznaniem zjawiska zacisku dłoni na rękojeści pozwoliły wyróżnić kilka czynników mających wpływ na uzyskiwane wyników.

W ocenie autora do najistotniejszych należy zaliczyć:

- rozmiar rękojeści,
- kształt rękojeści,
- pozycję ciała.

W rezultacie wpływają one na maksymalne wartości siły, które może osiągnąć osoba badana. Dokładniejsze badania prowadzone pod kątem poznania poszczególnych elementów układu dłoń – narzędzie i kinematyki dłoni pozwoliły na bardziej szczegółowy opis zachodzących procesów, jak np. rozkład sił na zaciskanym elemencie.

W tym miejscu jedynie zasygnalizowano problematykę tematu. Dokładniejszy opis wspomnianych czynników i przykładowe podejścia zastosowane do analizy zacisku dłoni na rękojeści umieszczono w podrozdziale 2.3.

## 1.2. Przenoszenie drgań w układzie ręka – ramię

Stopień przenoszenia drgań przez układ kończyna górna – narzędzie jest silnie zależny od wielu czynników, z czego w świetle wielu publikacji kluczowymi są siły wiążące oba podukłady [7, 29–31].

Sörensson i Burström w pracy [31] badali zmiany poziomu wibracji na kościach śródręcza, nadgarstka oraz łokcia, bazując na sygnałach przyspieszeń rejestrowanych przez przetwornik umieszczony na rękojeści oraz przetworniki zamocowane na wyżej wymienionych częściach ciała. Ich badania wskazują na to, iż współczynnik przenoszenia drgań (ang. *transmissibility*) maleje wraz z częstotliwością, choć wyznaczona wartość w dużej mierze zależna była od charakteru sygnału pobudzającego (wykorzystano sygnał losowy oraz sinusoidalny). W swej pracy autorzy powołują się na wcześniejsze badania, w których wnioski były zbieżne [32, 33].

Również Pan i in. [7] w badaniach nad zmianami stopnia przenoszenia drgań dla nadgarstka, przedramienia oraz ramienia wykazali, że bez względu na częstotliwość dla sił zacisku z zakresu 0–25 N transmisja drgań rosła wraz ze wzrostem siły zacisku, natomiast dla wyższych sił zacisku charakter zmian był zależny od częstotliwości drgań działających na kończynę. Wykazali również statystycznie istotny wpływ częstotliwości drgań na ich transmisję. Przykładowy wynik przedstawiono na rysunku 1.2.

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> Badane modele to: Takei 5101TTK, Jamar, EMG system. Budowa wszystkich była zbliżona do modelu Jamar.



Rys. 1.2. Przykład transmisji drgań dla nadgarstka (źródło [7])

Szeroko wykorzystywanym podejściem do określenia stopnia przenoszenia drgań w zależności od amplitudy, częstotliwości działania oraz siły zacisku jest impedancja mechaniczna określana skrótem DPMI (ang. *driving point mechanical impedance*) [7, 8, 31 34–38]. Współczynnik ten jest miarą oporu badanej struktury (tu układu ręka – ramię) pod wpływem działania siły harmonicznej. Tak więc jest funkcją częstotliwości definiowaną jako iloraz siły oraz prędkości drgań [34].

$$DPMI(j\omega) = \frac{F(j\omega)}{V(j\omega)}$$
(1.1)

gdzie:

DPMI - impedancja mechaniczna,F - siła,V - prędkość, $\omega - częstość (2\pi f, gdzie f - częstotliwość),$  $j = \sqrt{-1.}$ 

Badania wykorzystujące DPMI przeważnie prowadzone są w zakresie częstotliwości pomiędzy 10 Hz a 1000 Hz. Zestawienia wyników DPMI wyznaczonych dla różnych kątów stawu łokciowego uzyskanych przez różnych autorów w pracach publikowanych w latach 1989–2006 dokonali Adewusi i in. [36]. Wyniki ich pracy przestawiono na rysunku 1.3.

Można zaobserwować znaczące różnice pomiędzy uzyskiwanymi wynikami. Autorzy pracy sugerują, że wpływ na wyniki mógł mieć wybór miejsca mocowania przetworników pomiarowych. Zauważyli, iż w pracach, w których przyspieszenie oraz siła mierzone były blisko podpory rękojeści, odnotowano wzrost DPMI dla wyższych częstotliwości. W przypadku pomiarów przyspieszenia w pobliżu uchwytu wyniki charakteryzują się stabilniejszą amplitudą dla wyższych częstotliwości. Sposób przeprowadzanych badań oraz przykładowe rozwiązania rękojeści przedstawiono na rysunku 1.4. Rysunek 1.4a przedstawia schematycznie pozycję pomiarową oraz usytuowanie wzbudnika oraz układu ręka – ramię. Rysunki 1.4b i 1.4c przedstawiają przykładowe rozwiązania rękojeści wraz z zaznaczonymi przetwornikami przyspieszeń (niebieski element) oraz siły (elementy pomarańczowe). Na rysunku 1.4b gwiazdka oznacza zastosowanie przetwornika tensometrycznego.



**Rys. 1.3.** Zestawienie impedancji mechanicznej dla różnych kątów stawu łokciowego: a) 90°; b) 180° (źródło [36])



**Rys. 1.4.** DPMI, pozycja pomiarowa oraz przykładowe rękojeści wraz z przetwornikami (źródło [34, 34]). Objaśnienia w tekście

Autorzy w wielu publikacjach raportują o znaczącym wpływie na uzyskiwane wartości DPMI rozmiaru rękojeści [8, 34]. Aldien i in. [34] odnotowali również znaczny wpływ pozycji pracy układu ręka – ramię na wyznaczone wartości amplitud DPMI (pozycja stojąca, staw łokciowy ugięty pod kątem 90° lub wyprostowany równolegle do podłoża). W zależności od poziomu drgań, siły zacisku oraz wielkości rękojeści poziom tłumienia układu ręka – ramię był większy nawet o 96% dla układu z wyprostowanym stawem łokciowym. Wpływ rękojeści na zmiany DPMI znalazł również potwierdzenie m.in. w pracach [7, 38].

Można więc stwierdzić, że na charakter wyznaczanej impedancji mechanicznej w układzie ręka – ramię ma wpływ kilka czynników: pozycja ciała, charakter drgań zastosowanych do jej wyznaczenia, kierunek drgań, wielkość rękojeści, siły zacisku oraz budowa wykorzystywanego układu pomiarowego. Powyższe zmienne powodują, że określenie zunifikowanej odpowiedzi układu ręka – ramię nie wydaje się osiągalne (przynajmniej w przypadku tak silnej redukcji zmiennych wpływających na rozpatrywany układ i braku kontroli nieuwzględnianych do tej pory czynników). Niemniej jednak podejście to umożliwia np. opracowanie modelu mechanicznego układu ręka – ramię w celu wykorzystania go jako narzędzie wspomagające proces projektowania urządzeń wibracyjnych [35, 39].

## 1.3. Siła zacisku a sygnały EMG

Zjawiska towarzyszące generowaniu skurczu mięśnia, a w efekcie siły umożliwiającej ruch kończyn, zostały dobrze poznane, podobnie procesy zachodzące w jednostkach motorycznych oraz zasady określające sposób generowania sygnałów EMG. Naturalne zatem wydaje się to, że znając źródło sygnału oraz prawa nim rządzące, określenie siły realizowanej przez poszczególne mięśnie w wyniku ich pobudzenia nie powinno stanowić problemu. Okazuje się jednak, iż jest to zagadnienie na tyle złożone, że do tej pory pomimo licznych prób nie udało się wyznaczyć jednoznacznego modelu (czy też funkcji) opisującego zależność zmian sygnału EMG od otrzymywanej w wyniku skurczu mięśnia siły. U podstaw zagadnienia leży omawiany w dalszej części pracy stochastyczny charakter sygnałów EMG wynikający m.in. z dużego zróżnicowania liczby źródeł sygnału EMG (zaangażowanych jednostek motorycznych). Co istotne, nie jesteśmy w stanie w sposób ilościowy panować nad liczbą pobudzanych jednostek motorycznych. Dlatego realizując tę samą czynność (a więc i siłę), każdorazowo do tego celu można angażować różne jednostki motoryczne.

W związku z powyższym w całym spektrum publikacji stosunkowo niewielka ich liczba stara się odnieść poziomy sygnału EMG do realizowanej siły wyrażanej w niutonach. Zdecydowana większość prac ukierunkowana jest na wykorzystanie sygnałów EMG w obszarach tego niewymagających, np. związanych z rozpoznawaniem położenia [40], rehabilitacją [41], a w ostatnich czasach ze sterowaniem protezami [42] czy egzoszkieletem [43, 44].

Pierwsze publikacje związane z problemem estymacji siły na bazie sygnałów EMG ukazały się w drugiej połowie XX wieku [45–47]. Jednym z pierwszych opracowań poświęconych estymacji siły była praca Armstronga i in. opublikowana w 1979 roku [48]. Co ciekawe, do pomiarów siły użyto technik wizualnych (kamera 8 mm), a za "czujnik siły" służył układ oparty na sprężynie (rejestrowane przemieszczenie było przeliczane na siłę). Sygnał sEMG mierzono dwiema elektrodami zamocowanymi "w środkowej części przedramienia"<sup>2</sup>. Jako estymator sygnałów sEMG wykorzystano jego wartość *rms*, natomiast wyznaczone równanie przyjęło postać (zapis oryginalny):

$$F = 0,0166EMG$$
 (1.2)

W powyższym równaniu *EMG* to wartość napięcia wyrażona w miliwoltach, natomiast siła F została wyrażona nie w niutonach, lecz w anglosaskich jednostkach siły – kiloponds<sup>3</sup>, a opisywaną zależność przedstawiono na rysunku 1.5.

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> Należy przyznać, że jest to dość mało precyzyjna informacja jak na obecne standardy dokumentowania pomiarów.

<sup>&</sup>lt;sup>3</sup> 1 kp (kiloponds) = 9,8066 N (niuton).



Rys. 1.5. Siła EMG jedna z pierwszych publikacji (źródło [48])

Pod koniec lat 90. Claudon [49] przeprowadził badania mające na celu wyznaczenie związku pomiędzy siłą zacisku a sygnałem sEMG z dwóch mięśni (*flexor digitorum superficialis* FDS, *extensor digitorum* ED). Dodatkowo siłę tę uzależnił od różnych kątów podczas pronacji / supinacji (nawracania / odwracania) przedramienia oraz kąta ugięcia nadgarstka. Badania przeprowadził dla piętnastu kobiet o średnim wieku 23,5 lat. Wykazał znaczący wpływ kąta pronacji / supinacji przedramienia oraz zgięcia nadgarstka na siłę zacisku oraz sygnał sEMG. Wyznaczył też funkcje estymacji siły zacisku, której argumentami były sygnały sEMG obu mięśni, kąt nadgarstka oraz kąt pronacji / supinacji przedramienia. W tym celu wykorzystał liniową regresję wieloraką, natomiast jako estymator wykorzystał moduł sygnału sEMG (z oknem czasowym 200 ms). W celu wyznaczenia współczynników funkcji (uniwersalnej dla badanych osób) wykorzystywano znormalizowany sygnał EMG (NEMG) oraz znormalizowaną siłę zacisku. Wartość NEMG obliczana była zgodnie z równaniem (1.3).

$$NEMG_{i} = \frac{EMG_{i} - RestingEMG}{MaximumEMG - RestingEMG}$$
(1.3)

gdzie:

EMG<sub>i</sub> – wartość całkowana sygnału czasowego EMG,
 RestingEMG – wyznaczona wartość EMG dla odpoczynku,
 MaximumEMG – wyznaczona wartość EMG dla maksymalnej siły.

Siłę znormalizowaną obliczano analogicznie do powyższego równania, wykorzystując zarejestrowane wartości pochodzące z przetwornika siły.

Ogólna konkluzja z przeprowadzonych badań to: przy wartości maksymalnej siły (MVF<sup>4</sup>, ang. *maximal voluntary force*) poniżej 50% szacowany błąd estymowanej siły zacisku nie przekraczał 20%. Z kolei przy poziomie powyżej 50% MVF błąd zwiększał się, osiągając maksymalnie 40%.

Inne podejście w publikacji z 2000 roku [50] zaprezentowali Astin i Nussbaum. Podjęli oni próbę estymacji siły realizowanej przez palce ręki. Do badań wykorzystano wyniki z pomiarów trzydziestu osób (18–24 lata, połowa mężczyzn, połowa kobiet). Przeprowadzone testy to sześć ruchów: szarpnięcie, nacisk pod kątem 180°, nacisk na powierzchnię pod kątem 90°, boczne szczypnięcie / nacisk, zacisk szczękowy oraz zacisk dłoniowy. Każdy z badanych miał wykonać trzy maksymalne zaciski dla każdego typu ćwiczeń (kolejność ćwiczeń losowa). Sygnały były rejestrowane w trzech miejscach oznaczonych jako *FlexI (m. flexor carpi radialis), FlexII (m. flexor carpi ulnaris* oraz *m. palmaris longus), Ext (m. extensor carpi ulnaris* oraz *m. extensor digitorum*). Sygnał EMG był filtrowany w paśmie 30–1000 Hz, całkowany z czasem 55 ms. Wykorzystano znormalizowany estymator EMG (NEMG). Wyznaczono liniową zależność pomiędzy siłą a sygnałem EMG z wszystkich trzech miejsc pomiaru (równanie (1.4)).

$$Force = 1,73 - 15,97FlexI + 10,38Ext + 4,61FlexII$$
(1.4)

Wynikiem było wyznaczenie krzywych liniowych, których współczynnik determinacji ( $R^2$ ) przyjmował wartości z zakresu 0,77–0,88, błąd estymacji siły zaś oszacowano na poziomie 9,21 N–12,42 N.

Hoozemans i in. również estymowali siłę zacisku (rok 2005 [51], rok 2006 [52]). Wyniki badań [51] i zastosowana metodologia pozwoliły na predykcję siły zacisku z błędem w zakresie 27-41 N. Badania przeprowadzono dla następujących warunków: osiem osób, pozycja siedzaca, staw łokciowy ugiety pod katem 90°, sześć mięśni przedramienia (m. flexor carpi radialis FCR, m. flexor digitorum superficialis FDS, m. extensor carpi ulnaris ECU, m. extensor digitorum ED, m. extensor carpi radialis brevis ECRB, m. extensor carpi radialis longus ECRL). Pomiary realizowano w zakresie sił 0-300 N, przyjmując trzy metody kalibracji funkcji: statyczne zwiększanie (100, 200, 300 N), stopniowe płynne zwiększanie (w zakresie 0-300-0 N), sinusoidalne (0-300 N). Zaciski realizowano dla trzech średnic rekojeści (59, 67, 75 mm). Każdy z pomiarów trwał 8 s. Sygnał poddano filtracji w zakresie częstotliwości 10-400 Hz. Do estymacji siły wykorzystano wartość bezwzględną sygnału sEMG przefiltrowana filtrem dolnopasmowym 5 Hz (Butterworth czwartego rzędu). Zgodnie z oczekiwaniami dokładność modelu sEMG – siła rosła wraz z liczbą wykorzystanych do jego budowy sygnałów badanych mięśni. Istotne jednak było to, że już przy wykorzystaniu trzech mięśni współczynnik determinacji R<sup>2</sup> osiągał bardzo zbliżone wartości w stosunku do wykorzystania wszystkich sześciu mięśni. Kolejne wnioski dotyczyły różnic pomiędzy wynikami uzyskanymi dla różnych średnic rękojeści. Okazały się one istotne statystycznie wyłącznie dla skrajnych z badanych średnic (59 mm oraz 75 mm).

Powyżej przedstawione prace do opisu zależności sygnał sEMG – siła wykorzystują zapis funkcyjny. Istnieje jednak szereg prac, które podchodzą do rozwiązania powyższego zagadnie-

<sup>&</sup>lt;sup>4</sup> MVF – maksymalna siła zacisku, czyli siła odniesiona do wartości maksymalnej wykonywanej na początku eksperymentu.

nia innymi metodami. Wraz z rozwojem technik obliczeniowych bardzo popularne stało się podejście oparte na wykorzystaniu sztucznych sieci neuronowych czy logiki rozmytej.

W pracy Bai i in. [53] ciągłą transformatę falkową (CWT, ang. *continuous wavelet transform*) wykorzystano do wyznaczenia estymatorów, które z kolei z użyciem dwuwarstwowych sztucznych sieci neuronowych (ANN, ang. *artificial neural networks*) miały służyć do predykcji siły. Badania przeprowadzono dla czternastu osób oraz czterech miejsc: m. dwugłowy ramienia (*m. biceps brachii*), m. trójgłowy ramienia (*m. triceps brachii*), *hamstring*<sup>5</sup>, m. czworogłowy uda (*m. quadriceps femoris*). Jako miarę dopasowania modelu przyjęto współczynniki korelacji pomiędzy wartością siły estymowaną a zmierzoną. Wykazano bardzo wysoką korelację (0,91–0,97), jednak w publikacji nie przedstawiono, jak wyglądał błąd w jednostkach siły (niutonach).



Rys. 1.6. Estymacja siły z użyciem metody CWT-ANN (źródło [53], nie podano jednostki siły)

Zaprezentowano graficznie wyniki dla przykładowych eksperymentów testujących działanie algorytmu (rys. 1.6). Ciągłą zieloną linią zaznaczono siłę mierzoną przetwornikiem siły, natomiast niebieska linia przerywana to wynik estymowanej siły. Prezentowany wynik estymacji, traktowany jako reprezentatywny dla metody, pozwala założyć, że pomimo bardzo wysokiego współczynnika korelacji błędy w niektórych momentach sięgały kilkudziesięciu procent (patrz zbocza narastające, gdzie siła estymowana narasta szybciej niż siła rzeczywista, ponadto osiągając wartość maksymalną większą niż rzeczywista).

Ciekawą pracę porównawczą zaprezentowali Cao i in. [54], dokonując porównania pomiędzy trzema metodami: *extreme learning machine* (ELM)<sup>6</sup>, maszyną wektorów nośnych (SVM, ang. *support vector machine*) oraz wielokrotną nieliniową regresją (MNLR, ang. *multiple nonlinear regression*). Przy wyborze danych dla wektorów uczących bazowano na wartości *rms* sygnałów sEMG.

Również w tym przypadku jako miarę dokładności odwzorowania wybrano współczynnik korelacji oraz błąd średniokwadratowy pomiędzy zmierzoną i estymowaną siłą. Na

<sup>&</sup>lt;sup>5</sup> To grupa trzech mięśni, w skład której wchodzą: mięsień dwugłowy uda, mięsień półbłoniasty oraz mięsień półścięgnisty.

<sup>&</sup>lt;sup>6</sup> Extreme learning machine to odmiana sztucznych sieci neuronowych.

rysunku 1.7 przedstawiono prezentowane w publikacji wyniki. Sugerują one, że w testach algorytmu najmniejszym błędem charakteryzowała się metoda SVM, następnie EML, a na końcu uplasowała się MNLR. Średnia wartość błędu średniokwadratowego dla badanych osób wynosiła 7,9  $\pm$  2,5 N (dla SVM), 11,4  $\pm$  4,6 N (dla EML) oraz 33,0  $\pm$  14,3 N (dla MNLR)<sup>7</sup>. Autorzy zwracają uwagę na znacząco dłuższy czas niezbędny do estymacji siły z wykorzystaniem metody SVM w porównaniu z czasem niezbędnym w przypadku wykorzystania metod EML i MNLR. Podkreślają również, że różnice w uzyskanych dokładnościach odwzorowania metodami EML oraz SVM nie były znaczące. Dlatego też biorąc pod uwagę złożoność obliczeń oraz dokładność, autorzy uznali metodę EML za najbardziej obiecującą.



Rys. 1.7. Estymacja siły z użyciem metod: EML, SVM, MNLR (źródło [54])

Wiele prac wskazuje na to, że wyznaczenie funkcji opisującej zależność sygnał sEMG – siła dla wszystkich mięśni jest niemożliwe. Jednak przykładowo Dowling w [55] sugeruje, że wyniki nie mogą być uogólnione, jednak wiele mięśni wskazuje podobną zależność pomiędzy siłą a EMG. Dlatego postuluje, że rozwiązaniem może być grupowanie mięśni (np. prostowników tułowia, łokcia itp.).

Przedstawione podejścia do problemu estymacji siły mają jeden wspólny mianownik – chęć wyznaczenia uniwersalnej funkcji przejścia siła – sygnał sEMG. W ocenie autora niniejszej monografii jest to zadanie wręcz niemożliwe do zrealizowania (a co najmniej niezmiernie skomplikowane i prawdopodobnie wymagające uwzględnienia wielu innych parametrów określających stan organizmu).

## 1.4. Czynniki wpływające na wyznaczenie zależności siła – sygnał EMG

Do tej pory prowadzone badania nad wykorzystaniem sygnałów EMG nie pozwoliły na jednoznaczne wyznaczenie modelu umożliwiającego określenie zależności pomiędzy siłą generowaną przez układ mięśniowy człowieka a rejestrowanym na odpowiednich grupach mięśniowych sygnałem EMG. Powód tego stanu jest złożony, a jednym z głównych czynników okazuje się być zmienny w czasie charakter obiektu, jakim jest człowiek.

<sup>&</sup>lt;sup>7</sup> Przeliczono i zmieniono jednostkę siły na niutony, gdyż oryginalnie w publikacji wykorzystywano jednostkę kilogram-siła (kgf).

W zależności od realizowanego zadania (np. podniesienie, przesunięcie przedmiotu) następuje aktywacja różnych grup mieśniowych lub tych samych grup, jednak w różnym stopniu uruchamiajacych swe jednostki motoryczne. Zagłebiajac sie w temat, w pierwszej chwili można założyć, że podczas wielokrotnego wykonywania tego samego zadania nasz układ ruchowy bedzie go realizował za każdym razem w ten sam sposób. Otóż badania prowadzone m.in. przez Bersteina (już w 1923 roku) z wykorzystaniem metod optycznych wykazały, że wykonując powtarzalne czynności, organizm człowieka nie realizuje ich w sposób identyczny (poprzez dokładnie takie same ruchy poszczególnych członów). Jako przykład podano m.in. powtarzalny ruch uderzania młotem w zadany punkt (przez zawodowego kowala). Badania dowiodły, że pomimo wielu prób przemieszczenia poszczególnych elementów układu kinematycznego złożonego z kończyny górnej (ramie, przedramie, dłoń) oraz młota nie były identyczne. Analiza tego typu obserwacji pozwoliła stwierdzić, iż prawie wszystkie ruchy człowieka są budowane na kilku poziomach, przy czym jeden z nich odgrywa rolę wiodącą, natomiast inne (wykonywane nieświadomie) pełnią funkcje podrzędne, zapewniając niezbedne wsparcie. We wspomnianym przykładzie elementem wiodacym było trafienie młotem w określony punkt, natomiast sama realizacja następowała w znacznym zakresie nieświadomie. Powyższy przykład uzmysławia, z jak olbrzymia liczba możliwych kombinacji pobudzania jednostek motorycznych możemy mieć do czynienia w przypadku pojedynczej czynności. Pod względem generowania sygnałów EMG pobudzanie różnej liczby jednostek motorycznych doprowadza do otrzymania różnych sygnałów będących sumą przestrzenną poszczególnych potencjałów pojedynczej jednostki motorycznej MUAP (ang. motor unit action potential). Dlatego też wydaje się niemożliwe dokonanie pełnego opisu zjawiska aż do momentu zgłębienia wiedzy z zakresu zasad rządzących wyborem pobudzanych jednostek motorycznych przy realizacji zadanej czynności.

Innym elementem wpływajacym na poziom generowanych sygnałów EMG jest sposób, w jaki realizowane jest zadanie (w tym np. przyjęcie określonej pozycji). Badania wykazują, że z elektromiograficznego punktu widzenia zmiana pozycji kątowej stawów może być realizowana na wiele sposobów [14]. Dzieje się tak w związku ze zmiennym modelem sterowania ruchem w zależności zarówno od człowieka, jak i jego stanu fizycznego. Mieśnie odpowiadające za ruchy poszczególnych części ciała posiadają współgrające z nimi mięśnie przeciwstawne. To dzięki nim jesteśmy w stanie wykonać ruch przeciwny do pierwotnego. Dla przykładu, za ugiecie stawu łokciowego odpowiada m.in. m. dwugłowy ramienia (m. biceps brachii)<sup>8</sup>, natomiast mięśniem przeciwstawnym dla tej czynności, a więc umożliwiającym wyprost stawu łokciowego jest m. trójgłowy ramienia (m. triceps brachii)9. Istnieje więc wiele kombinacji sterowania ruchem, zależnych od ich wzajemnego napięcia. Pod względem minimalizacji kosztów ruchu najkorzystniejsza wydaje się sytuacja, w której pracy mięśnia agonistycznego (m. dwugłowy ramienia) nie towarzyszy pobudzenie jego antagonisty (m. trójgłowy ramienia). Jest to zjawisko pożądane i realizowane przez nasz organizm dzięki odpowiedniej strukturze neuronalnej na poziomie rdzenia kręgowego [14]. Możemy jednak wyobrazić sobie sytuację, w której w sposób sztuczny (zamierzony) lub niezamierzonych (np. spastyczność mięśni) doprowadzamy do napięcia obu mięśni jednocześnie. Dochodzi

<sup>&</sup>lt;sup>8</sup> Chcąc być precyzyjnym, należy dodać, że w operacji ugięcia stawu łokciowego bierze udział pięć mięśni (*brachialis, biceps brachii, brachioradialis, pronator teres, flexor carpi ulnaris*).

<sup>&</sup>lt;sup>9</sup> W operacji wyprostu stawu łokciowego biorą udział dwa mięśnie: triceps brachii oraz anconeus.

wtedy do usztywnienia stawu. W takim przypadku można się spodziewać, że rejestrowane sygnały EMG będą w sposób znaczący odbiegały od zarejestrowanych w przypadku braku pobudzenia antagonisty.

Kolejnym niebagatelnym elementem jest pozycja ciała (np. kąta ugięcia stawu łokciowego, nadgarstka). Szereg badań dowodzi, że ma ona znaczący wpływ na pozom realizowanych sił, wynikający m.in. z budowy anatomicznej człowieka [41, 49, 56, 57]. Skoro zakres sił się zmienia, rzutuje to również na amplitudę i częstotliwość generowanego sygnału EMG [41, 58].

Następnym istotnym elementem są tzw. czynniki osobnicze, które w sposób istotny wpływaja na indywidualna (w pewnych aspektach) budowe organizmu każdego człowieka. Poza oczywistymi różnicami w wygladzie naszego organizmu opisywanymi chociażby takimi wskaźnikami jak indeks masy ciała (BMI, ang. body mass index), istnieje kilka bardziej złożonych metod, które pozwalaja np. określać procentowy udział włókien szybko- i wolnokurczliwych w poszczególnym mięśniu. Okazuje się, że ich udział u każdego osobnika może być inny [59]. Pomimo że badania anatomiczne pozwalają na bardzo dobre poznanie budowy człowieka [12, 60], można stwierdzić, iż co do wymiarów poszczególnych organów (w tym mieśni) jesteśmy jednostkami unikatowymi. Wpływ na to, poza oczywistymi elementami jak aktywność człowieka (wpływajaca na rozmiar mieśnia uzyskany na drodze wytrenowania), maja również czynniki rasowe. Pomimo kontrowersji, jakie wzbudzaja podziały antropologiczne gatunku Homo sapiens w środowisku samych antropologów (zdecydowana większość opowiada się za odrzuceniem podziału na rasy) [61], np. w programach numerycznych wykorzystywanych do symulacji zachowania ciała człowieka (np. ADAMS<sup>TM</sup>), podziały takie sa implementowane i używane. Cześciowo wydaje się to zabieg właściwy, zważywszy na to, że istnieje wiele badań potwierdzajacych takie różnice [62, 63].

Idąc dalej, należy wspomnieć, że sposób pobudzania jednostek motorycznych może być również zależny od sytuacji, w której znalazła się dana osoba, a więc od czynnika psychologicznego. W naukach o sporcie określa się go mianem motywacji. Udokumentowane są przypadki, gdzie osoba w sytuacji zagrożenia była w stanie podnieść niewyobrażalny w normalnych warunkach ciężar w celu ratowania życia swojego lub bliskich. Choć dyskusyjne są teorie o źródle generowania tego typu siły, jedna z nich zakłada, że to czynnik psychologiczny pozwolił zadziałać na mechanizm aktywacji mięśni, przesuwając próg pobudzenia mięśnia, co w efekcie doprowadziło do jego częstszego pobudzania, a więc i realizacji większej siły [64].

## 1.5. Propozycja rozwiązania zagadnienia

Prezentowane we wcześniejszym podrozdziale elementy tworzą obraz na tyle złożonego i nieliniowego obiektu, że wręcz staje się on niemożliwy do opisu w sposób reprezentatywny dla wszystkich członków ludzkiej populacji. W analizie nieliniowych obiektów technicznych jednym z rozwiązań jest jego linearyzacja. Uzyskuje się ją poprzez rozpatrywanie obiektu w wąskich obszarach, dla których zakłada się, że obiekt zachowuje się liniowo [65–67].

Bazując na powyższym podejściu, obiekt w rozumieniu populacji ludzkiej, można próbować zlinearyzować, a przynajmniej ograniczyć liczbę czynników wpływających na jego nieliniowy charakter. Jak wcześniej wspomniano, jedną z nieliniowości są czynniki osobnicze indywidualne dla poszczególnych jednostek. Dlatego też w przyjętym podejściu postanowiono wyniki analiz w możliwych przypadkach ograniczyć do pojedynczego osobnika. Założone hipotezy weryfikowano niezależnie dla każdej z badanych osób (m.in. poprzez wielokrotnie powtarzane pomiary). Odrzucono popularne podejście polegające na uśrednianiu wyników na wszystkie badane osoby.

Kolejnym elementem linearyzującym było zawężenie obszaru badawczego do realizacji wyłącznie jednego rodzaju ruchu – w ustalonej pozycji zacisk dłoni na rękojeści. Zadanie to, chociaż nadal złożone, ograniczało mnogość możliwości realizacji przez układ mięśniowy. Pomimo że w realizację zacisku dłoni może być zaangażowane jedenaście mięśni<sup>10</sup>, wydaje się, iż dobór metody pomiaru oraz miejsc rejestracji sygnałów EMG umożliwi odpowiednią ich interpretację. Główne argumenty za tym przemawiające to:

- zgrupowanie wszystkich zaangażowanych mięśni w obrębie jednej części organizmu (przedramię kończyny górnej),
- zacisk, będąc czynnością izolującą konkretną partię mięśni, daje podstawy do założenia, że monitorujemy ich wystarczającą ilość.

Proponowane rozwiązanie zakłada, że można estymować siłę na bazie wybranego estymatora z wykorzystaniem funkcji przejścia. Jednak z wykorzystaniem testu kalibracyjnego współczynniki funkcji przejścia każdorazowo będą dobierane dla aktualnie analizowanego układu ręka – narzędzie, co jest podejściem oryginalnym. Podejście to, choć uciążliwe, w opinii autora jest uzasadnione. W dalszej części pracy przedstawiono wyniki badań i analiz potwierdzające powyższe założenie.

<sup>&</sup>lt;sup>10</sup> Ich skróty zgodnie z wykazem skrótów to: FCR, FDS, FDP, FPL, ECRL, ED, EDM, ACL, EPB, EPL, EI.

## 2. Oddziaływanie drgań na człowieka

O ile w przypadku oddziaływania drgań na człowieka w czasie prywatnym nie istnieją regulacje określające ich poziomy dopuszczalne, to w przypadku gdy mamy do czynienia z czynnościami wynikającym ze stosunku pracy, sytuacja wygląda zgoła inaczej. Stanowisko pracy to obszar życia człowieka, w którym jest on chroniony w sposób szczególny. Wiaże się to z realizacją zadań oraz czynności, które w czasie prywatnym prawdopodobnie nie byłyby podejmowane ze względu na ich niekomfortowy, a nawet niebezpieczny charakter. Spośród wielu rodzajów czynników stwarzających zagrożenie na stanowisku pracy znany jest podział na czynniki niebezpieczne (np. prad elektryczny, niebezpieczne / śliskie nawierzchnie, ostre przedmioty) oraz szkodliwe. Z kolei czynniki szkodliwe można podzielić na czynniki fizyczne (np. drgania, hałas, oświetlenie), czynniki chemiczne (substancje chemiczne), czynniki biologiczne (np. wirusy, bakterie) oraz czynniki psychofizyczne (obciażenia psychicznie i fizyczne). Powyższy podział, pomimo znacznego uproszczenia, pozwala na pewną zgrubną prezentacje obszarów, w których należy rozpatrywać zagrożenia, a co za tym idzie – można podejmować działania zapobiegawcze ich wystąpieniu. Zgodnie z powyższym podziałem drgania występujące na stanowisku pracy należałoby zaliczyć do fizycznych czynników szkodliwych. Jest to zatem czynnik szkodliwy, ale nie niebezpieczny. Jednak praktyka wykazuje, iż skutki oddziaływania drgań nie ustępują bezpośrednio po wyeliminowaniu ich źródła. Co więcej, wiele prac wskazuje na to, że długookresowe oddziaływanie drgań może doprowadzać do nieodwracalnych zmian w funkcjonowaniu niektórych narządów człowieka [1, 68–72]. W celu ograniczania sytuacji niebezpiecznych wprowadzono regulacje prawne, które na poziomie legislacyjnym określają dopuszczalne poziomy oddziaływujących na pracownika czynników, a o których poziom powinien zadbać pracodawca, zapewniając odpowiednie warunki pracy (czy to przez środki ochrony osobistej, czy organizacji pracy).

Pomimo niewątpliwie negatywnego oddziaływania na organizm człowieka drgania w zależności od poziomu oraz czasu działania mogą nieść również pozytywny skutek. Rozszerzając o skutki pozytywne schemat z pracy Engela [1], na rysunku 2.1 obrazowo przedstawiono wpływ wibracji na człowieka.

Można zauważyć, że w obszarze skutków negatywnych znaczna część to skutki funkcjonalne, które pojawiając się jako pierwsze, są trudne do zdiagnozowania ze względu na swój ogólny charakter. Rzadko zmęczenie czy znużenie są identyfikowane jako skutek długotrwałego narażenia na wibracje, a ich poprawna diagnoza głównie zależy od prawidłowo przeprowadzonego wywiadu z pacjentem. W tym zakresie łatwiejsze do identyfikacji wydają się skutki biologiczne. Niemniej jednak zarówno oddziaływanie negatywne, jak i pozytywne niesie ze sobą skutki społeczne i ekonomiczne w postaci niezdolności do pracy, dodatkowych kosztów leczenia czy w krańcowych przypadkach inwalidztwa uniemożliwiającego poprawne funkcjonowanie w społeczeństwie.



Rys. 2.1. Wpływ wibracji na człowieka

W przypadku ochrony pracowników przed działaniem wibracji dokonano najogólniejszego podziału z uwagi na miejsce oddziaływania drgań na organizm człowieka na dwie umowne grupy: drgania o ogólnym działaniu na organizm człowieka oraz drgania przenoszone przez kończyny górne (często określane jako drgania miejscowe) [1]. W tym pierwszym przypadku są to drgania oddziałujące przez kończyny dolne, miednicę, plecy lub ogólniej oddziałujące przez korpus. W praktyce są to drgania generowane przez platformy, siedziska i podłogi środków transportu (np. autobusy, tramwaje, samoloty), siedziska i podłogi maszyn budowlanych / rolniczych czy podesty w halach produkcyjnych. W przypadku drgań przenoszonych przez kończyny górne miejsce oddziaływania ogranicza się wyłącznie do kończyn górnych i oznacza przeważnie sytuację, w której drgania generowane są przez narzędzia udarowe (młoty zasilane elektrycznie, pneumatycznie lub hydraulicznie), narzędzia ręczne do obróbki materiałów (np. wiertarki, szlifierki, piły), większe urządzenia wibracyjne (np. ubijaki), drgające dźwignie do sterowania urządzeniami / pojazdami czy nawet elementy obrabiane trzymane ręką (np. z udziałem szlifierek).

Zgodnie z powyższym podziałem (drgania miejscowe / ogólne) wprowadzono dla każdego z nich uregulowania prawne, które definiują zarówno wartości dopuszczalne, jak

i niezależną metodologię pomiarową. Zgodnie z obowiązującym na dzień pisania monografii rozporządzeniem [73], w przypadku drgań działających na organizm człowieka przez kończyny górne ekspozycja dzienna (8 godzin) nie może przekraczać 2,8 m/s<sup>2</sup>, natomiast wartość ekspozycji trwającej 30 minut i krócej nie może przekraczać 11,2 m/s<sup>2</sup>. W przypadku drgań o ogólnym działaniu na organizm człowieka wartość ekspozycji dziennej (8 godzin) nie może przekraczać 0,8 m/s<sup>2</sup>, natomiast wartość ekspozycji trwającej 30 minut i krócej nie może przekraczać 3,2 m/s<sup>2</sup>.

Należy jednocześnie zaznaczyć, że podział narzuca również odrębną metodologię obliczania jednoliczbowej ekspozycji odzwierciedlającej stopień narażenia, porównywalną następnie z wartościami dopuszczalnymi. W przypadku drgań działających przez kończyny górne do porównania wykorzystuje się sumę wektorową trzech ważonych częstotliwościowo składowych kierunkowych [74] (dokładniej omówionych w dalszej części monografii). Natomiast w przypadku drgań o działaniu ogólnym do porównań wykorzystuje się dominującą / największą składową kierunkową (ważoną częstotliwościowo oraz uwzględniających wagowe współczynniki kierunkowe) [75] (temat dalej nierozwijany ze względu na inny kierunek tematyczny monografii).

## 2.1. Drgania – regulacje prawne

W obszarze Unii Europejskiej nadrzednym dokumentem regulującym zasady ochrony pracowników przed nadmiernym poziomem wibracji oraz zasady oceny ich oddziaływania jest Dyrektywa 2002/44/WE Parlamentu Europeiskiego i Rady z dnia 25 czerwca 2002 r. w sprawie minimalnych wymagań w zakresie ochrony zdrowia i bezpieczeństwa dotyczących narażenia pracowników na ryzyko spowodowane czynnikami fizycznymi (wibracji) (szesnasta dyrektywa szczegółowa w rozumieniu art. 16 ust. 1 dyrektywy 89/391/EWG) [76]. Zawiera ona zarówno dopuszczalne wartości narażenia i wartości działania (Artykuł 3), jak i wskazuje normy określające sposób oceny narażenia i sposób pomiaru [4, 77]. W Polsce podstawowy dokument regulujacy wartości dopuszczalne czynników niebezpiecznych (w tym poziom drgań) to Rozporządzenie Ministra Rodziny, Pracy i Polityki Społecznej z dnia 12 czerwca 2018 r. w sprawie najwyższych dopuszczalnych stężeń i natężeń czynników szkodliwych dla zdrowia w środowisku pracy [73]. Ponadto stosowane są dodatkowe dokumenty precyzujące warunki pracy dla szczególnie chronionych grup pracowników. Do takich należa osoby młodociane (Obwieszczenie Prezesa Rady Ministrów z dnia 29 sierpnia 2016 r. w sprawie ogłoszenia jednolitego tekstu rozporządzenia Rady Ministrów w sprawie wykazu prac wzbronionych młodocianym i warunków ich zatrudniania przy niektórych z tych prac [78]) oraz kobiety (Obwieszczenie Prezesa Rady Ministrów z dnia 8 grudnia 2016 r. w sprawie ogłoszenia jednolitego tekstu rozporządzenia Rady Ministrów w sprawie wykazu prac szczególnie uciążliwych lub szkodliwych dla zdrowia kobiet [79]). Dokumenty te precyzują m.in. poziom drgań, na jakie może być narażony pracownik (tzw. najwyższe dopuszczalne nateżenie NDN).

Powyżej przytoczone dokumenty [73, 78, 79] traktują wyłącznie o wartościach dopuszczalnych, nie poruszając problematyki ich wyznaczania. W tym zakresie odpowiednimi dokumentami są normy (w Polsce obowiązują Polskie Normy). Wyłącznie w zakresie zagrożeń człowieka na występowanie drgań należy posiłkować się wytycznymi znajdującymi się w normach:

- PN-B-02171:2017-06 Ocena wpływu drgań na ludzi w budynkach [80],
- PN-EN 14253+A1:2011 Drgania mechaniczne Pomiar i obliczanie zawodowej ekspozycji na drgania o ogólnym działaniu na organizm człowieka dla potrzeb ochrony zdrowia – Wytyczne praktyczne [75],
- PN-EN ISO 5349-1:2004 Drgania mechaniczne Pomiar i wyznaczanie ekspozycji człowieka na drgania przenoszone przez kończyny górne – Część 1: Wymagania ogólne [4],
- PN-EN ISO 5349-2:2004/A1:2015-11 Drgania mechaniczne Pomiar i wyznaczanie ekspozycji człowieka na drgania przenoszone przez kończyny górne – Część 2: Praktyczne wytyczne do wykonywania pomiarów na stanowisku pracy [77].

Dwie ostatnie [4, 77] dotyczą zagadnień związanych z metodologią pomiarów drgań w środowisku pracy będących tematem niniejszej monografii.

## 2.2. Czynniki wpływające na ekspozycję na drgania

Na skutki ekspozycji człowieka na drgania wpływ ma wiele czynników związanych i niezwiązanych wprost ze źródłem drgań. Bazując na [4], można napisać, że są to:

- związane ze źródłem drgań:
  - kierunek drgań,
  - czas ekspozycji (w tym przerwy pomiędzy ekspozycjami),
  - · częstotliwości drgań,
  - siły kontaktu kończyn operatora z narzędziem drgającym,
  - · powierzchnia kontaktu z narzędziem drgającym,
- inne:
  - postawa operatora (ułożenie rąk i ramienia),
  - wiek operatora,
  - stan zdrowia (choroby układu krążenia, nikotyna itp.),
  - predyspozycje organizmu do znoszenia obciążeń wibracyjnych,
  - umiejętności / metody pracy,
  - hałas,
  - warunki klimatyczne (w szczególności temperatura).

#### Amplituda

Amplituda jest elementem dominującym pod względem skutków oddziaływania drgań na organizm człowieka. Obecne regulacje prawne wartości dopuszczalnych odnoszą się do amplitudy przyspieszeń wyrażonej w metrach na sekundę do kwadratu lub do przyspieszenia ziemskiego<sup>11</sup>. Od amplitudy drgań zależy to, czy będą one nieodczuwalne, odczuwalne czy wręcz nieprzyjemne. Lippert opracował pięciopunktową skalę nasilenia drgań zawierającą opis odczuć im towarzyszących [1], którą podano w tabeli 2.1.

<sup>&</sup>lt;sup>11</sup> Przyspieszenie ziemskie przyjęte jako 9,81m/s<sup>2</sup>.

Skala	Przyspieszenie (g)	Wrażenia subiektywne
0	poniżej 0,001	nieodczuwalne
1	do 0,01	słabo odczuwalne
2	od 0,1	dobrze odczuwalne
3	do 1	nieprzyjemne doznania subiektywne o niewielkim nasileniu
4	do 10	nieprzyjemne doznania subiektywne
5	powyżej 10	nieprzyjemne doznania subiektywne o bardzo silnym nasileniu

 Tabela 2.1

 Skala nasilenia drgań (według Lipperta)

Co więcej, człowiek w różnym stopniu odbiera bodźce drganiowe o tym samym natężeniu w zależności od ich częstotliwości.

#### Częstotliwość

Wpływ częstotliwości drgań oddziałujących na organizm człowieka jest bezdyskusyjny. Na rysunku 2.2 przedstawiono wykresy progów czucia wibracji w postaci krzywych, w zależności od częstotliwości drgań [81]. Krzywa 1 – dla całego palca, 2 – palca według Goldmana, 3 – palca według Lewandowskiego, 4 – dłoni na uchwycie narzędzia. Można zauważyć różnice w uzyskanych wynikach (prawdopodobnie wynikające z indywidualności osobniczych osób badanych, zastosowanej metodologii pomiarowej). Niemniej jednak co do charakteru krzywe są zbieżne.



Rys. 2.2. Krzywe progów czucia (źródło [81])

#### Kierunek oddziaływania

W przypadku drgań oddziałujących na kończyny górne, bazując na pkt. 4.5 normy [4], należy założyć, że drgania z każdego z trzech kierunków są jednakowo szkodliwe.

Inaczej sytuacja wygląda w przypadku działania drgań o charakterze ogólnym. Tutaj dla kierunków X oraz Y (kierunki równoległe do powierzchni siedziska lub podłoża) wprowadzono współczynnik wzmocnienia k na poziomie 1,4. W praktyce oznacza to zwiększenie zarejestrowanych sygnałów o 40%.

#### Siły kontaktu

Zagadnienia związane z siłą kontaktu zostały szczegółowo omówione w następnym podrozdziale.

#### Powierzchnia kontaktu

W przypadku wpływu powierzchni kontaktu organizmu z powierzchnią drgającą to ilość energii przekazywanej z narzędzia na organizm jest wprost proporcjonalna do powierzchni. Zależność tę definiuje wyrażenie zaczerpnięte z [13]:

$$E = I \cdot A \cdot t \tag{2.1}$$

gdzie:

- *E* energia przekazywana podczas ekspozycji na drgania, Nm,
- I natężenie drgań, N/ms,
- A powierzchnia, m<sup>2</sup>,
- t czas narażenia, s.

Przy czym natężenie drgań jest rozumiane jako strumień energii przypadający na jednostkę powierzchni w jednostce czasu, co opisuje zależność:

$$I = V^2 \left| \frac{DPMI}{A} \right| \tag{2.2}$$

gdzie:

I – natężenie drgań, N/sm<sup>2</sup>,

V – prędkość drgań, m/s,

 $\left|\frac{DPMI}{A}\right| - \begin{array}{c} \text{moduł impedancji mechanicznej DPMI (stosunek siły do prędkości) na} \\ \text{jednostkę powierzchni } A. \end{array}$ 

Powyższe zależności dowodzą, iż ilość energii wibracyjnej jest proporcjonalna do kwadratu prędkości drgań przy założeniu, że pozostałe parametry (powierzchnia *A*, impedancja mechaniczna DPMI oraz czas narażenia *t*) są stałe.
### Inne

Pozostałe czynniki są indywidualne dla każdego człowieka, a dodatkowo zmienne w czasie. Dlatego w żaden sposób nie są mierzalne z użyciem obecnie stosowanych środków technicznych. Stanowią jednak bardzo ważny element wywiadu, jaki powinno się przeprowadzać z osobami narażonymi na drgania w celu oceny stopnia narażenia.

# 2.3. Siła zacisku

Jak wspomniano w podrozdziale 1.1, pomiar siły zacisku znalazł szerokie zastosowanie w diagnostyce medycznej. W przypadku zastosowań technicznych jednak traktowanie człowieka jako układu mechanicznego narzuca konieczność modelowania układu ręka – narzędzie, szczególnie jeśli chcemy analizować go w kontekście przenoszenia drgań.

Można odnaleźć wiele prac datowanych na połowę XX wieku, zawierających propozycje opisu układu ręka – ramię. Pierwsze z nich zakładały uproszczenia, sprowadzając układ do jednego stopnia swobody [82]. W kolejnych podejściach liczba ta była zwiększana, jednak nadal występujące uproszczenia skutkowały tym, że odpowiedź budowanych modeli była znacząco różna od weryfikujących je badań. Dodatkowo niejednolite warunki testowe w postaci różnych sił zacisku, nacisku czy pozycji stawu łokciowego powodowały, ograniczały lub wręcz wykluczały możliwość ich szerokiego zastosowania [83]. Przykładowe modele układu ręka – ramię przedstawiono na rysunku 2.3.



Rys. 2.3. Modele układu ręka – ramię według: 1) Kuhna; 2) Dieckmanna; 3) Reynoldsa, Meltzera, Suggsa i Mishoe; 4) Reynoldsa, Soedela i Abramsa; 5) Miwy; 6) Suggsa i Mishoe; 7) Nilssoa i Olessona (źródło [83])

Powyższe modele ograniczały się jednak do kończyny górnej, nie zawierając narzędzia czy też rękojeści (jako częściowe uwzględnienie narzędzia można traktować siłę przez nie generowaną, a oddziałującą na kończynę górną). Jedną z prac modelujących zarówno układ ręka – ramię, jak i narzędzie jest praca Jahna i Hessego [83]. Prezentowane w niej wyniki badań ukierunkowane były na zautomatyzowanie procesu testowania narzędzia ręcznego (młot udarowy). W tym celu narzędzie było obciążane układem mechanicznym opartym na modelach ręka – ramię. Autorzy publikacji, pomimo niedoskonałości wykorzystanego modelu, uzyskane wyniki uznali za zadowalające i zasadne do zastosowania w przemyśle. Przykładem uwzględniającym rękojeść mogą być modele o różnych stopniach swobody prezentowane na rysunku 2.4.



Rys. 2.4. Modele układu ręka – ramię – narzędzie uwzględniające rękojeść według: a) Donga i in. [35]; b) ISO 10819 [84]; c) ISO 10819 [84]; d) Rakhei i in. [85] (źródło [86])

Pierwotne wartości poszczególnych elementów mechanicznych zostały zaproponowane przez ich autorów. Jednak w celu wykorzystania modelu do analizowanej sytuacji często należy rozważyć ingerencje w ich wartości. Potrzebę tę w pracy [87] opisali Dong i in., podkreślając, że kalibracja modelu jest wręcz konieczna w celu jego poprawnego wykorzystania. Można więc założyć, iż pierwotne wartości powinny być traktowane jako punkt wyjścia do wyznaczenia własnych.

Powyżej przytoczone modele zakładają jednoosiowy charakter działania sił w układzie ręka – ramię – narzędzie. Naturalnie jest to uproszczenie obiektu rzeczywistego. Bazując na zapisach normy ISO 15230 [88], można powiedzieć, że siła zacisku wynika głównie z ciśnienia wywieranego na kierunku normalnym do powierzchni uchwytu. Siły tarcia w rozpatrywaniu tego układu są pomijane, zakładając, iż ich niewielka wartość nie wpływa znacząco na sam wzorzec chwytu, a jedynie komplikuje jego opis. Na rysunku 2.5 przedstawiono przykładowy rozkład ciśnienia wywieranego na rękojeść podczas zacisku, a także przyjęty kierunek działania siły zacisku.



**Rys. 2.5.** Rozkład nacisku podczas realizacji siły zacisku, gdzie:  $F_{gr}$  – siła zacisku, p – ciśnienie wywierane na rękojeść,  $\alpha$  – kąt położenia ręki względem płaszczyzny podziału rękojeści,  $\beta$  – kąt położenia narzędzia względem płaszczyzny podziału rękojeści, z – oś równoległa do przedramienia (źródło [88])

W większości prac (a także ISO 15230) działanie siły zacisku sprowadza się do jednej osi. Jak wyżej wspomniano, jest to uproszczenie. Dlatego część badań podejmuje próbę wnikliwszego opisu tego zagadnienia.

### Rozkład siły zacisku

W publikacji [89] Dong i in. z wykorzystaniem rękojeści o średnicy 30 mm oraz elastycznego czujnika nacisku wykonali pomiary rozkładu sił na obwodzie rękojeści. Przeprowadzone analizy pozwoliły na postawienie twierdzenia, że do precyzyjniejszego opisu siły zacisku w przypadku rękojeści o kształcie okrągłym można wykorzystać model eliptyczny oparty na dwóch stycznych siłach. Wyznaczono kierunki, dla których siła zacisku osiąga wartości maksymalne i minimalne, jednocześnie wskazując, że wartość maksymalna jest średnio 1,42 razy większa od minimalnej.

Biorąc pod uwagę anatomię, trzeba zauważyć, że siła zacisku realizowana jest z wykorzystaniem paliczków oraz powierzchni dłoni [90–92]. To właśnie wykorzystanie paliczków daje szerokie możliwości praktycznej realizacji zacisku. Między innymi Kong i Lowe w pracy [90] podjęli próbę wyznaczenia udziału poszczególnych paliczków w realizacji zacisku w zależności od średnicy rękojeści. W tym celu wykorzystali rękawicę zawierającą szesnaście przetworników siły. Ich badania wskazują, że wzrost średnicy rękojeści powoduje zmniejszenie siły zacisku (zagadnienie omówione poniżej), jak również zmianę proporcji pomiędzy procentowym udziałem w zacisku poszczególnych palców (rys. 2.6a) oraz poszczególnych paliczków (rys. 2.6b).



Rys. 2.6. Wpływ wymiaru rękojeści na rozkład sił: a) palców; b) paliczków (źródło [90])

Z kolei Kargov i in. [92] z użyciem dwudziestu przetworników typu FSR (ang. *force sensing resistor*, rezystancyjny czujnik siły) wyznaczyli rozkład sił na poszczególnych paliczkach dla chwytu na elemencie cylindrycznym. Wyniki badań uznano za przydatne w procesie np. projektowania protez.

Własne podejście do modelowania wpływu siły zacisku na transmisję drgań zaproponowali Wu i in. [93]. Z wykorzystaniem kombinacji technik znanych z modelowania opartego na elementach skończonych (ang. *finite elements*), układach wieloczłonowych (ang. *multi-body models*) oraz masach skupionych (ang. *lumped mass models*) zbudowano hybrydowy model do symulacji odpowiedzi układu na drgania przy założeniu, że rękojeść jest pokryta materiałem miękkim.



Rys. 2.7. Model zacisku palca na cylindrycznej rękojeści (źródło [93])

Zamodelowano główne anatomiczne elementy struktury palca, takie jak: tkanka miękka, tkanka łączna, kości oraz paznokcie dla paliczków dalszego (DIS), środkowego (MID) oraz bliższego (PRO). Połączenia stawowe paliczków oznaczono odpowiednio jako: międzypaliczkowy dalszy (DIP), międzypaliczkowy bliższy (PIP) oraz śródręczno-paliczkowy (MCP) (rys. 2.7). Na rysunku 2.8 przedstawiono niektóre z prezentowanych w publikacji wyników. Na rysunku 2.8a można zaobserwować zmianę współczynnika przenoszenia drgań dla poszczególnych paliczków w zależności od częstotliwości. Zaprezentowana tendencja jest zachowana bez względu na symulowaną siłę zacisku. Odnotowano również niewielki wzrost częstotliwości rezonansowych dla każdego z badanych paliczków wraz ze wzrostem siły (przykładowo dla paliczka bliższego, dla sił 15 N, 30 N i 50 N wyznaczona częstotliwość rezonansowa przyjmowała odpowiednio wartości 84 Hz, 86 Hz oraz 91 Hz).



**Rys. 2.8.** Model hybrydowy (wyniki dla siły zacisku 30 N): a) charakterystyka przenoszenia poszczególnych paliczków; b) przemieszczenia poszczególnych paliczków dla częstotliwości rezonansowych (źródło [93])

Powyżej przytoczone wyniki badań, mimo iż wykorzystujące złożone techniki obliczeniowe, opierały się na modelowaniu wyłącznie jednego palca, nie uwzględniając interakcji, które należałoby wziąć pod uwagę w przypadku modelowania całej dłoni. Można uznać, że jest to kolejny element obrazujący złożoność omawianego zjawiska.

### Rozmiar rękojeści

Jednym z głównych elementów wpływających na siłę zacisku jest rozmiar rękojeści [8, 28, 90, 94–97]. Badania Amisa [95] z użyciem rękojeści o średnicach zakresu 31–116 mm pozwoliły wnioskować, iż wzrost średnicy wpływa na zmniejszenie siły zacisku. Do podobnych wniosków doszedł McDowell i in. [28], wykazując istotny wpływ wielkości rękojeści na możliwość realizowanej siły zacisku zarówno dla dynamometru Jamar, jak i dla rękojeści cylindrycznej własnej konstrukcji (średnica 30–50 mm). Wykazano również korelację pomiędzy wpływem budowy dłoni a siłą zacisku, obserwując wzrost siły dla dłoni dłuższych (współczynnik Pearsona > 0,76) (co potwierdzają również prace innych autorów [94]). Welcome i in. [10] w swojej pracy poszli dalej, proponując zależność, która bazując na sile zacisku i nacisku oraz średnicy rękojeści, pozwala obliczyć siłę kontaktu z narzędziem.

### Położenie ciała

Wiele badań wskazuje na to, że również położenie ciała ma wpływ na siłę zacisku dłoni [34, 56, 98]. W swoich badaniach [56] Li i Yu dla dwóch pozycji kończyny górnej (pozycja stojąca, kończyna ugięta w stawie łokciowym oraz wyprostowana / opuszczona wzdłuż ciała) zaobserwowali różnice istotne statystycznie w zmierzonych siłach zacisku (większe wartości uzyskano dla pozycji opuszczonej).

### Kształt rękojeści

Dobór rękojeści również jest jednym z elementów mających wpływ na uzyskiwane wyniki. W zdecydowanej większości prezentowanych badań wykorzystywano układy projektowane indywidualnie. Wykluczając przypadki, gdy cel badań wykraczał poza pomiar siły zacisku [9, 10, 90, 99], wystarczającym rozwiązaniem okazywała się rękojeść oparta na przetworniku siły, który był umieszczony pomiędzy dwiema ściskanymi okładzinami [8, 35–37]. Ich techniczna implementacja w zależności od zastosowania była różna, jednak wykorzystywana zasada działania opierała się na identycznych założeniach.

Na rysunku 2.9 przedstawiono w sposób schematyczny rękojeść wraz z przetwornikami siły (kolor szary) oraz kierunkiem działania siły zacisku F. Rysunek 2.9a przedstawia rozwiązanie często spotykane w przypadku pomiaru siły w celu wyznaczenia impedancji mechanicznej. Rysunek 2.9b przedstawia rozwiązanie własne opracowane na potrzeby realizacji pomiarów prezentowanych w niniejszym opracowaniu. Zagadnienie projektowania i weryfikacji pomiarowej proponowanego rozwiązania zostało omówione w podrozdziale 4.2.



Rys. 2.9. Schemat rękojeści do badania siły zacisku. Objaśnienia w tekście

# Inne podejście

Jako przykład całkowicie odmiennego podejścia do pomiaru siły zacisku może posłużyć publikacja [100]. Autorzy do estymacji siły zacisku jako miary wykorzystali przemieszczenie markerów umieszczonych na przedramieniu. Dane rejestrowano z użyciem systemu rejestracji 3D (rys. 2.10). Jednak zaprezentowana w pracy instrumentalizacja pomiarowa praktycznie dyskwalifikuje proponowaną metodę do wykorzystania w większości środowisk pracy.



Rys. 2.10. Pomiar siły zacisku z użyciem przemieszczenia markerów (źródło [100])

Spojrzeniem z perspektywy ergonomii pracy na zagadnienie zacisku jest artykuł Hariha i Dolšaka [101]. Przy wykorzystaniu skanu dłoni w uchwycie cylindrycznym (rezonans magnetyczny) zaproponowali anatomiczny kształt rękojeści, dzięki czemu uzyskano znaczny wzrost komfortu, a co za tym idzie – możliwości realizacji zadań (w tym zacisku).

# 2.4. Drgania – negatywne działanie

Niekorzystne oddziaływanie wibracji na organizm człowieka zostało udokumentowane w wielu pracach naukowych [68, 69, 72, 102–108]. Dlatego też od szeregu lat w wielu krajach choroby wywoływane działaniem drgań znajdują się w wykazie chorób zawodowych. W Polsce na liście chorób zawodowych umieszczono "zespół wibracyjny" w trzech postaciach: postać naczyniowo-nerwowa, postać kostno-stawowa, postać mieszana: naczyniowo-nerwowa i kostno-stawowa [102].

Ponadto obok hałasu oraz zanieczyszczeń pochodzących od pyłów drgania wymienia się jako najczęstszą przyczynę chorób zawodowych w sekcjach i działach przemysłowych [103]. Z publikacji oraz raportów wynika, iż w innych krajach drgania również znajdują się w czołówce bezpośrednich przyczyn występowania chorób zawodowych [68, 72, 104–108].

Zespół wibracyjny (HAVS, ang. *hand-arm-vibration syndrome*) to szereg zaburzeń, które mogą wystąpić w układzie naczyniowym (krążenie krwi), nerwowym lub / i kostno-stawowym. W przypadku jego zdiagnozowania w postaci naczyniowej można zaobserwować zaburzenia krążenia krwi, które spowodowane są napadowymi skurczami naczyń krwionośnych. W efekcie brak dopływu krwi do paliczków powoduje blednięcie palców – stąd nazwa choroba białych palców (rys. 2.11). Jest to jednak jeden z objawów, który sam w sobie jest klasyfikowany pod inną nazwą (opisaną w dalszej części pracy).



Rys. 2.11. Przykład efektów choroby białych palców (źródło [109])

Postać kostno-stawowa to z kolei m.in. zmiany utkania kostnego, zwapnienia torebek stawowych, zmiany okostnej. Zmiany nerwowe objawiają się zaburzeniami czucia (dotyk, temperatura, wibracje) [110]. W praktyce istnieje bardzo duża liczba objawów świadczących o rozwoju zespołu wibracyjnego. Jak sama nazwa wskazuje, jest to zespół objawów. Mogą to być kombinacje wyżej opisanych objawów, jak również drętwiejące ręce, zaburzenia czucia rąk, nadmierna wrażliwość na zimno, niepokojąco blade opuszki palców, zwyrodnienie stawów, zmiany ciśnienia. Co jest szczególnie istotne w przypadku zespołu wibracyjnego, to fakt, że jeśli w przypadku wystąpienia pierwszych objawów nie podejmie się odpowiednich działań zapobiegawczych, a osoba będzie nadal długotrwale eksponowana na drgania, to stany te będą się pogłębiać. W krańcowych przypadkach (spotykanych w literaturze) konsekwencją może być ograniczenie lub całkowity brak zdolności do pracy, a nawet wykonywania podstawowych czynności życiowych. Co więcej, w najcięższych przypadkach zmiany te są nieodwracalne. Przykładem mogą być przypadki bardzo poważnych dysfunkcji wynikających z długookresowego oddziaływania drgań opisane w periodykach medycznych [111–113].

W potocznej nomenklaturze określenia "zespół wibracyjny" oraz "syndrom Raynauda" (ang. *Raynaud's phenomenon*) często używa się naprzemiennie. Jest to błąd, gdyż o ile objawy towarzyszące syndromowi Raynauda są podobne do objawów zespołu wibracyjnego, o tyle zespół wibracyjny obejmuje również szereg innych objawów.

Syndrom Raynauda za chorobę uznał już w 1911 roku Giovanni Logir, który zwrócił uwagę na wystąpienie objawów Raynauda u górników pracujących na co dzień z ręcznymi narzędziami wibracyjnymi [71]. Niewiele później, bo w 1918 roku Alice Hamilton raportowała podobne objawy [114]. Jednak dopiero w latach 30. XX wieku w publikacji [115] potwierdzono, iż dopiero występowanie drgań wraz z połączeniem niskiej temperatury drastycznie zwiększa prawdopodobieństwa wystąpienia choroby Raynauda. Jednym z głównych objawów tego syndromu jest widoczny gołym okiem brak dopływu krwi do paliczków palców. Objawia się on w postaci niedokrwienia, a w efekcie białym kolorem palców (rys. 2.11). Techniki termowizyjne pozwoliły na szybsze diagnozowanie tego zjawiska. Na rysunku 2.12 można zaobserwować zmiany zachodzące w kończynie z wykorzystaniem obrazowania termowizyjnego.



Rys. 2.12. Skutki działania syndromu Reynauda z użyciem kamery termowizyjnej: a) stan poprawny;
b) objawy występujące w kilku palcach (kolor niebieski); c) bardzo poważne zaburzenie (źródło [116])

W Polsce zespół wibracyjny należy do głównej grupy dokumentowanych chorób zawodowych. Jej udział w ogólnej liczbie przypadków chorób zawodowych stale się zmniejsza, czego niewątpliwą przyczyną jest zarówno większa świadomość pracowników, jak i odsuwanie człowieka od prac szczególnie niebezpiecznych (automatyzując procesy niebezpieczne lub wdrażając coraz to wymyślniejsze rozwiązania techniczne w celu ich minimalizacji [117]). Skalę zmiany wyrażoną w procentach liczby zachorowań na bazie danych z publikacji Instytutu Medycyny Pracy im. prof. J. Nofera [118, 119] oraz Centralnego Instytutu Ochrony Pracy [120] przedstawiono na rysunku 2.13. Zauważalna jest ogólna tendencja zmniejszania się liczby odnotowywanych przypadków chorób zawodowych, a w tym dodatkowo procent przypadków związanych z zespołem wibracyjnym.



Rys. 2.13. Zespół wibracyjny – procentowy udział w ogólnej liczbie przypadków chorób zawodowych w Polsce

W latach 2001–2016 w Polsce liczba potwierdzonych zgłoszeń chorób zawodowych zmniejszyła się z 6007 do 2119 przypadków [118]. Również w innych krajach tendencja ta ma charakter spadkowy, co potwierdzają przykładowe publikacje [68, 72, 104] i co jest jednocześnie bardzo dobrym prognostykiem na przyszłość.

Długookresowe równoległe oddziaływanie na człowieka drgań w połączeniu z niskoczęstotliwościowym hałasem może być przyczyną powstania innego schorzenia zwanego chorobą wibroakustyczną (nieujętej w wykazie chorób zawodowych).

Choroba wibroakustyczna (VAD, ang. vibroacoustics disease, vibroacoustics illness) jest chronicznym, progresywnym, narastającym stanem chorobowym, często nazywanym ogólnoustrojową patologią charakteryzującą się ogólnoustrojową proliferacją o specjalnych komórkowych formach [121]. Choroba ta jest wywołana zaburzeniami mechanotransdukcji komórkowej (zjawisko zachodzące w każdej tkance, polegające na przekształcaniu przez komórki bodźca mechanicznego na informację biochemiczną [122]). Zjawisko to bardzo dokładnie zostało opisane w publikacji [123].

W wielu ośrodkach prowadzone są prace nad lepszym poznaniem zjawisk zachodzących pod wpływem działania drgań na organizmy żywe. Jako przykład tego typu badań może posłużyć praca [70], zajmująca się określeniem szybkości i stopnia regeneracji nerwów podczas typowej zawodowej ekspozycji na drgania. Dokładnie badane są nerwy obwodowe (ang. *lanceolates*), a także ciała nerwowe (ang. *dorsal root ganglion*), które są odpowiedzialne za regenerację nerwów. W tym celu wykorzystuje się m.in. zdolności regeneracyjne szczurów, a organem poddawanym ekspozycji na drgania są ogony.

# 2.5. Drgania – pozytywne działanie

Poza działaniami niekorzystnymi drgania mogą zostać również wykorzystywane w celach leczniczych. Wbrew powszechnej opinii wykorzystanie wibracji w działaniach leczniczych czy profilaktycznych ma długa historię. Jedne z pierwszych wzmianek wskazują, że już w połowie XIX wieku m.in. dr George Taylor opracowywał konstrukcje, które poprzez wykorzystanie wibracji wspomagały leczenie dolegliwości rak i palców [124]. Olav Skille, norweski pedagog i terapeuta, w latach 80. XX wieku udowodnił, że wibracje o częstotliwości od 30 Hz do 120 Hz mają charakter leczniczy, przy czym największą skuteczność osiągał przy wykorzystaniu częstotliwości od 40 do 80 Hz [125]. Jego badania dowodziły, że tego rodzaju drganja sa korzystne m.in. w leczeniu autyzmu, migreny, skurczów mieśni i porażenia mózgowego. Z kolei Petri Lehikoinen, badacz i wykładowca muzykoterapii i edukacji specjalnej na uniwersytecie w Helsinkach, opracował metodę fizjoakustyczna, w której wykorzystywał dźwięki o częstotliwościach od 27 Hz do 113 Hz [125]. Inny pedagog, Kris Chesky, dyrektor ds. edukacji i badań w Texas Center for Music and Medicine na University of North Texas, odkrył, że częstotliwości wibroakustyczne od 60 Hz do 600 Hz z odpowiednio dobranymi amplitudami mają korzystane działanie przy eliminacji bólu [126]. Co istotne, późniejsze badania wykazały, iż od strony fizjologicznej częstotliwości te pobudzały ciałka Paciniego (ang. Pacinian corpuscles), które pośredniczą w odczuciach m.in. bólu (prawdopodobnie zaburzając przewodnictwo odczuwania bólu).

Jako przykład praktycznego zastosowania wyżej opisanych zjawisk może służyć terapia wibroakustyczna [127].

Terapia wibroakustyczna wykorzystuje wibracje dźwiękowe do stymulacji dotykowej oraz akustycznej (oddziaływanie na słuch) [121]. Dźwięki o różnorodnym charakterze (w tym muzyka) są przez pacjenta odbierane jako wibracja (wpływając bezpośrednio na fizjologię pacjenta) oraz jako "wydarzenie psychologiczne" [127]. Model działania polega na angażowaniu procesów psychologicznych (słuchanie muzyki) wraz z procesami fizjologicznymi (przezskórnie stosowane wibracje muzyczne). Takie rozwiązanie uruchamia neuronalną aktywność przeciwbólową, jak również aferentną hamującą ból aktywność neuronową [128].

Jest to terapia działająca miejscowo, dzięki czemu możemy ją ukierunkowywać wyłącznie na zadany obszar, w którym występuje dolegliwość. Wykorzystywany sygnał charakteryzuje się niewielką amplitudą rzędu kilkunastu mikrometrów (mikrowibracje) o częstotliwościach o bardzo szerokim zakresie 30–18000 Hz [129].

Przykładem urządzenia wykorzystywanego do terapii wibracyjnych może być VITAFON-T [130] (rys. 2.14). Czas trwania terapii jest zależny od stanu chorobowego i jest podejmowany każdorazowo indywidualnie do stanu pacjenta, jednak przeważnie jest to przedział od kilku do kilkunastu minut [131].

Nie jest to metoda całkowicie eliminująca schorzenia, jednak dobrze sprawdza się jako narzędzie wspomagające terapię. Przykładem zastosowań mogą być:

- zespół bólowy odcinaka lędźwiowego kręgosłupa obniżenie bólu [131],
- zaburzenia równowagi oraz degradacja chrząstki stawowej (gonartroza) lecznicze o charakterze przeciwbólowym i przeciwobrzękowym [132],
- uszkodzenie mózgu kontrola zaburzenia mięśni, usprawnianie ruchu [133],
- udar mózgu rehabilitacja [134].



Rys. 2.14. Urządzenie VITAFON-T [130]

Innym obszarem zastosowań wibracji są techniki oparte na wykorzystaniu platform wibracyjnych [135]. Można tu wyznaczyć dwa główne trendy badań dotyczących ich zastosowania.

Pierwszy z nich obejmuje badania ukierunkowane na poprawę warunków życia osób starszych. W szeregu dostępnych prac odnotowano pozytywny wpływ wibracji aplikowanych w dawkach kilkunastominutowych na mierzalne parametry stabilności człowieka [136, 137, 138]. Znalazły one zastosowanie głównie w przypadku rehabilitacji stabilności postawy oraz u osób w podeszłym wieku jako wspomaganie ćwiczeń mających na celu poprawę warunków życia.

Drugim obszarem badań jest wykorzystanie platform wibracyjnych do poprawy parametrów fizjologicznych osób wysportowanych. W tym obszarze badania dają bardzo zróżnicowane efekty w zależności od zastosowanej metodologii, oczekiwań, a przede wszystkim docelowej grupy (amatorzy kontra wyczynowi sportowcy). Na przykład Issurin i in. w pracy [139] twierdzą, że dzięki platformom w sposób istotny statystycznie zwiększyli siłę sportowców amatorów. Z kolei Abercromby i in. w pracy [140] odnotowali po zastosowaniu ćwiczeń z udziałem wibracji całego ciała pozytywny wpływ na wytrzymałość i siłę mięśni nóg.

Jednakże już w przypadku zawodników profesjonalnych w przykładowo wybranym piśmiennictwie dodatkowo aplikowane wibracje nie stanowiły istotnego bodźca treningowego (Pośpiech i in. [141]). Zauważono jednak inny pozytywny wpływ wibracji: działanie relaksacyjne zmniejszające napięcie układu autonomicznego (w efekcie spadek tętna i ciśnienia tętniczego). Własność ta może stanowić formę regeneracji i odpoczynku po treningu.

# 2.6. Drgania miejscowe – wytyczne pomiarowe

Jak przytoczono na początku rozdziału 2, na chwilę opracowywania monografii, w Polsce w przypadku drgań działających przez kończyny górne wartości dopuszczalne reguluje Rozporządzenie Ministra Rodziny, Pracy i Polityki Społecznej (Dz.U. 2018 poz. 1286) [73]. Tak więc ekspozycja dzienna w przypadku osób dorosłych (wykluczając osoby młodociane oraz kobiety w ciąży) nie może przekraczać 2,8 m/s<sup>2</sup>, natomiast wartość ekspozycji trwającej 30 minut i krócej nie może przekraczać 11,2 m/s<sup>2</sup>. Ze względu na zwięzły charakter rozporządzenie nie definiuje metodologii pomiarowej. Została ona opisana w normach PN-EN ISO 5349-1:2004 oraz PN-EN ISO 5349-2:2004/A1:2015-11 [4, 77]. W niniejszym podrozdziale przedstawiono wytyczne pomiarowe oraz obliczeniowe, bazując na wyżej wymienionych normach.

Wielkościami wykorzystywanymi do opisu intensywności drgań są skuteczne ważone częstotliwościowo przyspieszenia (*rms*, ang. *root mean square*) wyrażone w metrach na sekundę do kwadratu (m/s<sup>2</sup>) (pkt 4.4, norma [4]). Ważenie częstotliwościowe  $W_h$  zostało wprowadzone w celu odzwierciedlenia różnic wpływu drgań w zależności od częstotliwości ich działania. W przypadku drgań miejscowych przyjęto, że najbardziej niekorzystne skutki oddziaływań występują dla częstotliwości drgań z zakresu 8–1000 Hz pasm oktawowych (nominalny zakres częstotliwości 5,6–1400 Hz). Na rysunku 2.15 przedstawiono krzywą ważenia częstotliwościowego uzyskaną z wykorzystaniem współczynników wagowych 1/3-oktawowych (podanych w dalszej części pracy).



**Rys. 2.15.** Krzywa ważenia częstotliwościowego  $W_{h}$ 

Wspomniany filtr ważenia częstotliwościowego  $W_h$  został w dwojaki sposób zdefiniowany. W załączniku A normy [4] jest podany poprzez odpowiednie transmitancje filtrów oraz z wykorzystaniem tablicy i współczynników ważenia częstotliwościowego dla pasm 1/3-oktawowych.

### Transmitancje filtrów

Transmitancję filtru ograniczającego pasmo oznaczono jako  $H_b(s)$ , natomiast transmitancję filtru ważenia częstotliwościowego oznaczono jako  $H_w(s)$ . Poniżej podano zależności kształtujące pasma filtrów [4]:

$$H_{b}(s) = \frac{s^{2} 4\pi^{2} f_{2}^{2}}{\left(s^{2} + \frac{2\pi f_{1}s}{Q_{1}} + 4\pi^{2} f_{1}^{2}\right)\left(s^{2} + \frac{2\pi f_{2}s}{Q_{1}} + 4\pi^{2} f_{2}^{2}\right)}$$

$$H_{W}(s) = \frac{(s + 2\pi f_{3})2\pi K f_{4}^{2}}{\left(s^{2} + \frac{2\pi f_{4}s}{Q_{2}} + 4\pi^{2} f_{4}^{2}\right) f_{3}}$$
(2.3)

gdzie:

- $s oznacza zmienną transformaty Laplace'a (<math>s = j2\pi f$ ),
- $f_n$  oznaczają częstotliwości rezonansowe, gdzie  $f_1$  = 6,310 Hz,  $f_2$  = 1258,9 Hz (granice pasma), natomiast  $f_3$  = 15,915 Hz,  $f_4$  = 15,915 Hz (ważenie częstotliwości),
- $Q_n$  dobroć, gdzie  $Q_1 = 0.71$ , natomiast  $Q_2 = 0.64$ ,
- K stała wzmocnienia, K = 1.

Całkowitą funkcją ważenia częstotliwościowego jest:

$$H(s) = H_b(s) \cdot H_w(s) \tag{2.4}$$

Wykorzystanie takiego zestawu filtrów na zarejestrowanym sygnale czasowym pozwala uzyskać odpowiednią korekcję w dziedzinie częstotliwości. Tak przygotowany sygnał można wykorzystać do dalszych obliczeń.

### Współczynniki ważenia częstotliwościowego

Z uwagi na możliwości obecnych urządzeń pomiarowych i podawanie wyników pomiarów w postaci wartości drgań w pasmach 1/3-oktawy w tabeli 2.2 przedstawiono odpowiadające im wartości współczynników ważenia częstotliwościowego (załącznik A, norma [4]).

#### Tabela 2.2

Wartości współczynników ważenia częstotliwościowego dla konwersji wartości z 1/3-oktawowych pasm na wartości ważone częstotliwościowo [4]

f, Hz	4	5	6.3	8	10	12,5	16	20	25	31,5	40	50	63
W <sub>h</sub>	0,375	0,545	0,727	0,873	0,951	0,958	0,896	0,782	0,647	0,519	0,411	0,324	0,256
f, Hz	80	100	125	160	200	250	315	400	500	630	800	1000	1250
W <sub>h</sub>	0,202	0,16	0,127	0,101	0,0799	0,0634	0,0505	0,0398	0,0314	0,0245	0,0186	0,0135	0,00894

W przypadku gdy wykorzystuje się ważenie częstotliwościowe z użyciem współczynników 1/3-oktawowych, do obliczenia skutecznego ważonego częstotliwościowo przyspieszenia drgań należy wykorzystać poniższą zależność:

$$\alpha_{hw} = \sqrt{\sum_{i} (W_{h_i} \alpha_{h_i})^2}$$
(2.5)

gdzie:

 $W_{h_i}$  – współczynnik ważenia w *i*-tym 1/3-oktawowym pasmie (jak w tabeli 2.2),

 $\alpha_{h_i}$  – skuteczne przyspieszenie zmierzone w *i*-tym 1/3-oktawowym pasmie, m/s<sup>2</sup>.

## Kierunki układu współrzędnych

W środowisku pracy w większości przypadków mamy do czynienia z drganiami o trzech składowych kierunkowych. Dlatego w określeniu ekspozycji na drgania pierwszym elementem jest wyznaczenie odpowiedniego prostokątnego układu współrzędnych. Jest to o tyle istotne, gdyż o ile wartością kluczową w podejmowaniu decyzji o stopniu narażenia jest wyznaczony poziom ekspozycji na drgania, to w raporcie z pomiarów zaleca się wskazanie wartości poziomów drgań działających na poszczególnych kierunkach. Kierunki te są zdefiniowane w pkt. 4.2.3 normy [4] (rys. 2.16). Ponadto w odniesieniu do budowy anatomicznej kończyny górnej norma określa zasady wyznaczania trzech kierunków układu współrzędnych.



**Rys. 2.16.** Definiowanie kierunków układu współrzędnych: a) rękojeść cylindryczna; b) rękojeść sferyczna (źródło [4])

#### Praca operatora

Pomiary drgań zgodnie z normą powinny być wykonywane z użyciem reprezentatywnych sił kontaktu ręki z drgającym obiektem (narzędziem, obrabianym elementem, rękojeścią). Praca powinna odbywać się w sposób typowy. Między ręką a strefą zacisku powinny być mierzone siły i podawane ich wartości (zapis nagminnie zaniedbywany). Podawanie opisów odzwierciedlających postawę operatora jest wskazane.

### Mocowanie przetwornika

Obecnie obok czasu ekspozycji miejsce pomiaru drgań jest jednym z głównych elementów wpływających na niepewność podczas obliczania poziomu ekspozycji na drgania. Złożoność procesu pomiarowego wynikającego m.in. z dużej liczby możliwych sytuacji pomiarowych (wiele typów urządzeń generuje różne problemy pomiarowe) skutkuje poświęceniem temu zagadnieniu szeregu zapisów w normie [4]. Również norma [74] oraz dodatek [77] w znacznej mierze są poświęcone praktycznym wytycznym dotyczącym mocowania przetwornika.

Zgodnie z pkt. 6.1.4.1 normy [74], "Przetworniki drgań powinny być zamocowane sztywno do powierzchni drgającej". Tym, co stanowi spore wyzwanie, jest zamocowanie przetwornika tak, by z jednej strony zapewnić mu odpowiednie łączenie z powierzchnią, a z drugiej, by nie przeszkadzał w pracy narzędziem (przez co mógłby wpłynąć na charakter drgań powierzchni drgającej). O złożoności i stałym braku rozwiązania problemu mogą świadczyć publikacje poruszające temat zarówno trudności w realizacji pomiarów drgań, jak i poszukiwania alternatywnych metod ich pomiaru [142–144].

### Obliczenie ekspozycji

Opierając się na dotychczasowej wiedzy, zakłada się, że drgania z każdego z trzech kierunków są jednakowo szkodliwe. Dlatego ocena ekspozycji na drgania jest oparta na wektorze drgań wiążącym wszystkie trzy osie. Wyraża się go zgodnie z poniższym wzorem (pkt 4.5 normy [4]).

$$\alpha_{hv} = \sqrt{\alpha_{hvx}^2 + \alpha_{hvy}^2 + \alpha_{hvz}^2}$$
(2.6)

gdzie:

 $\alpha_{hv}$  – całkowita wartość drgań, m/s²,  $\alpha_{hvx}$ ,  $\alpha_{hvz}$ ,  $\alpha_{hvz}$  – wartość drgań na kierunkach odpowiednio *x*, *y*, *z*, m/s².

Najkorzystniejszą metodą akwizycji sygnałów jest równoczesny pomiar wszystkich trzech kierunków (co w obecnych czasach nie stanowi wyzwania technicznego), niemniej jednak dopuszcza się możliwość pomiaru przetwornikami jednoosiowymi, lecz wyłącznie w przypadku gdy dla wszystkich trzech pomiarów warunki pracy są podobne.

Wyznaczona wartość  $\alpha_{hv}$  służy do obliczenia dziennej ekspozycji na drgania zgodnie z zależnością (pkt 5.3, norma [4]):

$$A(8) = \alpha_{h\nu} \sqrt{\frac{T}{T_0}}$$
(2.7)

gdzie:

A(8) – dzienna ekspozycja, m/s<sup>2</sup>,

T – całkowity czas ekspozycji na drgania w ciągu dnia, s,

 $T_0$  – czas odniesienia równy 8 h (28800 s).

Dla przypadku, gdy na wyznaczaną ekspozycję na drgania składa się kilka czynności o różnej intensywności drgań, wzór na obliczenie ekspozycji dziennej przyjmuje postać:

$$A(8) = \alpha_{hv} \sqrt{\frac{1}{T_0} \sum_{i=1}^{n} \alpha_{hvi}^2 T_i}$$
(2.8)

gdzie:

 $\alpha_{hvi}$  – całkowita wartość drgań dla *i*-tej operacji, m/s<sup>2</sup>,

n – liczba poszczególnych ekspozycji na drgania,

 $T_i$  – czas trwania *i*-tej operacji, s,

*i* – numer czynności.

Jak wynika z powyższych zależności, dzienna ekspozycja na drgania jest zależna zarówno od poziomu drgań, jak i od czasu ich trwania w odniesieniu do ośmiogodzinnego czasu pracy. Postać prezentacji wyników jako wartości A(8) jest bardzo wygodna, gdyż umożliwia porównywanie ze sobą ekspozycji o różnym czasie trwania i różnych intensywnościach.

# 2.7. Komercyjne rozwiązania pomiarowe

W związku z olbrzymim postępem technicznym w ostatnich latach można zaobserwować bardzo dużą liczbę proponowanych rozwiązań dedykowanych pomiarom wspomagającym wyznaczenie ekspozycji na drgania. Można je podzielić na trzy ogólne grupy:

- 1) mierniki / analizatory uniwersalne (rys. 2.17),
- 2) mierniki ekspozycji na drgania (rys. 2.18),
- 3) systemy do monitorowania ekspozycji na drgania (rys. 2.19).



Rys. 2.17. Analizatory uniwersalne: a) SV 106 [145]; b) B&K 2250-S [146]; c) GA2007 [147]

Do pierwszej grupy można zaliczyć rozbudowane urządzenia pomiarowe, które poza możliwością pomiarów parametrów drganiowych (przyspieszenia, prędkości czy przemieszczenia) niejednokrotnie dysponują również możliwością pomiarów parametrów akustycznych. Ponadto często mają możliwość wykonania analiz w pasmach 1/3-oktawowych oraz możliwość wyboru filtrów ważenia częstotliwościowego w zależności od celu zastosowania (inne zestawy filtrów są wykorzystywane dla drgań miejscowych, inne dla drgań o działaniu ogólnym, a jeszcze inne w akustyce). Przykładem takiego rozwiązania mogą być mierniki SVAN SV 106 [145], Brüel&Kjær Type 2250-S [146] czy GA2007 ULTIMUS [147] (rys. 2.17).

Do grupy drugiej należą mierniki, których funkcjonalność zawężona została wyłącznie do pomiaru przyspieszeń drgań. Przeważnie mają możliwość wyświetlania wartości skutecznej dla każdej osi niezależnie oraz wyznaczania składowej wektorowej z wszystkich trzech osi. Często umożliwiają wyświetlanie bieżącej wartości ekspozycji na drgania. Podobnie jak analizatory mają zaimplementowane odpowiednie filtry ważenia częstotliwościowego. Ich główną zaletą są mniejsze rozmiary, co ułatwia pomiar z ich użyciem. W ich przypadku często praktykuje się przypisanie dozymetru do pracownika na cały okres zmiany w celu wyznaczenia reprezentatywnej dawki drgań. Przykładowe rozwiązania zaprezentowano na rysunku 2.18. Są też znacznie tańsze od mierników / analizatorów.



**Rys. 2.18.** Miernik ekspozycji na drgania: a) SV 103 [148]; b) Vexo H GA2006H [149]; c) Pulsar vB [150]; d) HVM100 [151]

Ostatnią grupę stanowią kompleksowe rozwiązania w postaci gotowych systemów służących wyznaczaniu ekspozycji na drgania w sposób usystematyzowany i zautomatyzowany. Systemy te są dedykowane sytuacjom, w których mamy do czynienia z kilku- lub kilkudziesięcioosobową załogą pracowników. Dostępne są różne podejścia do estymacji poziomu drgań.

Przykładowo, Reactec HAVwear System [152] zbudowany jest z kilkunastu urządzeń mobilnych w formie zegarka (rys. 2.19a) (zwany dalej zegarkiem) oraz stacji dokującej (rys. 2.19b). Do poprawnej pracy system wymaga wcześniejszego zdefiniowania bazy urządzeń wraz z przypisaniem im typowych wartości przyspieszeń, a następnie przyklejenia na narzędzia etykiet, które z użyciem technologii RFID (ang. *radio-frequency identification*) komunikują się z zegarkiem. Zegarek w ramach zmiany pracowniczej przypisany jest do pojedynczego pracownika. Pracownik przed rozpoczęciem pracy zbliża zegarek do znacznika RFID naklejonego na wybrane narzędzie. Zegarek zaczyna zliczać czas pracy z założeniem, że występują deklarowane w systemie wartości przyspieszeń drgań. Po zakończeniu pracy wybranym narzędziem zatrzymuje się zliczanie czasu, a zegarek należy włożyć do stacji dokującej, która poza funkcją ładowania odpowiada za sczytywanie danych z zegarka oraz wyznaczanie wartości ekspozycji.



Rys. 2.19. Reactec HAVwear System [152]: a) mierniki wibracji; b) stacja dokująca

Rozwiązanie to poza niewątpliwą wygodą użycia oraz ograniczeniem drogich elementów w postaci przetworników drgań ma silne założenie o niezmienności deklarowanych drgań oraz odpowiednim oznaczaniu urządzenia, które pracownik wykorzystuje (naklejenie odpowiedniej naklejki z kodem RFID).

Drugim z prezentowanych systemowych rozwiązań, bazującym na innych założeniach, jest HAVi Watch Data Logging System [153]. System wykorzystuje HAVi-mierniki przyspieszeń drgań przypisanych do poszczególnych urządzeń (rys. 2.20b). Mierniki HAVi po sparowaniu z zegarkiem / odbiornikiem (rys. 2.20c) odpowiadają za transmisję rzeczywistej dawki drgań do zegarka / odbiornika.



Rys. 2.20. HAVi Watch Data Logging System [153]: a) przykład montażu; b) HAVi-miernik; c) zegarek / odbiornik

W przypadku konieczności zmiany narzędzia zegarek / odbiornik należy rozłączyć z zamocowanym do urządzenia miernikiem, a następnie połączyć (sparować) z nowym miernikiem HAVi przymocowanym do następnego narzędzia. Rozwiązanie to jest o tyle korzystniejsze w porównaniu z wcześniej prezentowanym, że każdorazowo rejestrowane są rzeczywiste wartości drgań oddziałujące na pracownika. Dane zebrane w zegarku / odbiorniku można przesłać za pomocą technologii bluetooth do dowolnego urządzenia w celu dalszej analizy.

Prezentowane rozwiązania przekrojowo pokrywają obecnie dostępny wachlarz komercyjnych możliwości pomiarowych. Wszystkie z prezentowanych rozwiązań koncentrują się na pomiarze przyspieszeń drgań oraz obliczeniu poziomu ekspozycji na drgania w sposób mniej lub bardziej zautomatyzowany. Jednak ich cechą wspólną jest całkowite ignorowanie zapisu pkt. 4.3 normy [4] związanego z koniecznością mierzenia i podawania wartości sił kontaktu między ręką a strefą zacisku. Wprawdzie można spotkać rozwiązania takie jak SVAN SV 103, wykorzystujące przetwornik siły nacisku (rys. 2.18a), jednak jest on wykorzystywany wyłącznie do automatyzacji zapisu czasu narażenia na wibracje, a nie sił łączących oba podukłady [148].

# 2.8. Niekonwencjonalne metody w ocenie oddziaływań drgań na człowieka

Obecnie stosowana metodologia pomiaru poziomu drgań zakłada, że pomiar powinien być realizowany w miejscu oddziaływania drgań na kończynę, natomiast przetwornik winien być "zamocowany sztywno do powierzchni drgającej" (zagadnienie szerzej omówiono w podrozdziale 2.6). Ta zasada niejednokrotnie jest trudna do wdrożenia, co więcej, różne podejście do jej zastosowania może być powodem niepewności w ocenie ekspozycji na drgania [154]. Dlatego spotykane są prace z propozycją alternatywnej do określonej normą metody, która umożliwiłaby uwzględnienie większej liczby czynników wpływających na rzeczywisty poziom ekspozycji na drgania. Poniżej zaprezentowano kilka z nich.

### Podejście energetyczne

Jedną z alternatywnych metod oceny stopnia narażenia na drgania jest metoda energetyczna. Rozwijane na Politechnice Poznańskiej m.in. przez prof. Mariana W. Dobrego podejście wykorzystuje pierwszą zasadę przepływu energii w systemie mechanicznym [155]. Zdaniem autorów pozwala ona zarówno na ocenę stopnia oddziaływania (szkodliwości), jak i na wskazanie miejsc najbardziej narażonych [156]. Przy wykorzystaniu modelu dynamicznego układu narzędzie – człowiek możliwe jest w sposób numeryczny wyznaczenie, które z elementów modelu są poddawane największym drganiom. Umożliwiają zatem identyfikację najbardziej narażonych części modelowanego ciała człowieka. Ideę w postaci przykładowego modelu zaprezentowano na rysunku 2.21a, natomiast na rysunku 2.21b przedstawiono przykładowe przebiegi przyspieszeń.



Rys. 2.21. Podejście energetyczne: a) model; b) przykładowe wyniki obliczeniowe (źródło [156])

W powyższej metodzie pewne obawy może budzić założenie o umiejętności badacza do poprawnej parametryzacji układu (dobór mas, sprężystości, tłumienia). Ponadto nie jest to rozwiązanie przeznaczone do oceny typu *in situ*, lecz raczej narzędzie umożliwiające badanie zjawiska jako takiego, np. w celu minimalizacji oddziaływania drgań na poszczególne elementy układu człowiek – narzędzie.

## Wskaźniki przenoszenia drgań w układzie narzędzie – ręka operatora

Inne podejście do oceny stopnia narażenia na drgania można zaobserwować w przypadku tematu rozwijanego w Centralnym Instytucie Ochrony Pracy w Warszawie. W tym celu wykorzystano metodę opartą na wskaźnikach nadających odpowiednie wagi poszczególnym istotnym czynnikom wpływającym na transmisję drgań. Prace prowadzone były pod kierownictwem prof. Zbigniewa Engela z udziałem dr. inż. Piotra Kowalskiego [5].

Na podstawie badań doświadczalnych określono wartości czterech współczynników przypisanych do głównych czynników w istotny sposób wpływających na drgania:  $W_1$  (wpływ siły nacisku operatora na narzędzie),  $W_2$  (wpływ siły zacisku dłoni operatora na rękojeści narzędzia),  $W_3$  (wpływ amplitudy sygnału drganiowego na rękojeści narzędzia),  $W_4$  (wpływ częstotliwości sygnału drganiowego na rękojeści narzędzia). Na ich bazie wyznaczono całkowity wskaźnik ekspozycji na drgania  $W_{CED}$  przyjmujący postać:

$$W_{CED} = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{W_1^2 + W_2^2}{4} \cdot W_3^2 \cdot W_4^2}$$
(2.9)

Wskaźniki  $W_i$  (i = 1, ..., 4) zostały tak dobrane, by przyjmując wartości z zakresu 0–1, odzwierciedlały wpływ czynnika na wskaźnik końcowy. Idąc dalej, opracowano wskaźnik ryzyka  $W_R$ , który przyjmując wartości z zakresu 0–1, umożliwia ocenę ryzyka ze strony drgań, na jakie narażony jest operator narzędzia ręcznego.

Zależność pomiędzy wskaźnikiem  $W_{CED}$  a  $W_{R}$  opisuje równanie:

$$W_R = 1,927 - \frac{W_{CED}}{1,81} \tag{2.10}$$

Niewątpliwe zalety proponowanego rozwiązania w postaci rozszerzenia wiedzy o dodatkowe czynniki wpływające na transmisję drgań osiągane są dzięki konieczności znacznej rozbudowy instrumentarium pomiarowego w odniesieniu do obecnie stosowanego podejścia. Prawdopodobnie dlatego nie znalazło szerszego zastosowania.

### Falkowa funkcja przejścia

Metoda wykorzystująca ideę falkowej funkcji przejścia była podstawą rozprawy doktorskiej autora niniejszej monografii [157]. Praca bazowała na podejściu opartym na szeroko wykorzystywanej w automatyce transmitancji. Klasyczne podejście wyznaczenia transmitancji zakłada, że opisywany układ jest liniowy, a warunki początkowe są równe zeru [158]. W praktyce częstym rozwiązaniem wyznaczania transmitancji jest obliczenie ilorazu transformat Fouriera sygnału wyjściowego i sygnału wejściowego. Wychodząc z powyższego założenia, sprawdzono, czy możliwe jest uzyskanie pozytywnych rezultatów przy zastąpieniu transformaty Fouriera transformatą falkową (w szczególności przy zastosowaniu do analiz sygnałów drganiowych rejestrowanych na narzędziach ręcznych). Transformata falkowa wyrażana jest zależnością:

$$\tilde{s}_{\psi}(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} s(t)\psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt$$
(2.11)

gdzie:

ψ - funkcja falkowa,

b – współczynnik przesunięcia,

a – współczynnik skali,

t - czas,

s(t) – sygnał badany w funkcji czasu t.

Tak więc transformata falkowa jest funkcją skali i przesunięcia. Skala jest często interpretowana jako częstotliwość, ale nie są to pojęcia tożsame, gdyż zmiana skali wpływa na częstotliwości reprezentowane przez funkcję falkową, jednak nie jest to pojedyncza wartość, a niejako filtr pasmowoprzepustowy. Przykładowe współczynniki falkowe dla różnych sił zacisku w funkcji falkowej z rodziny Symlet oraz skali 8 zaprezentowano na rysunku 2.22.

Na rysunku można zaobserwować znaczny wzrost wartości współczynników falkowych (wartości przybierają kolor czerwony), wyznaczonych z wykorzystaniem sygnału drganiowego rejestrowanego na ręce w stosunku do współczynników uzyskanych dla sygnału z narzędzia.



Rys. 2.22. Relacje pomiędzy zmiennymi ręka – narzędzie – zacisk (źródło [157])

Obserwacja ta świadczy o poprawności założenia proponowanej metody. Jednak w pracy starano się wyznaczyć uniwersalną dla wszystkich badanych osób funkcję przejścia. Było to prawdopodobnie założenie błędne, zważywszy na bardzo dużą zmienność pomiędzy wynikami uzyskiwanymi dla badanych osób. Ponadto implementowany algorytm bazuje na rozbudowanym aparacie matematycznym (wyznaczenie współczynników falkowych wymaga złożonych obliczeń numerycznych), co w znaczący sposób ogranicza możliwość implementacji i analizy prowadzonej online. Jednak to niejednoznaczność i znaczny rozrzut uzyskiwanych wyników w ocenie autora stanowią główne ograniczenia metody.

### Metody bezkontaktowe

Metody bezkontaktowe pomiaru drgań w głównej mierze opierają się na wykorzystaniu dwóch technik pomiarowych: szybkich kamer lub lasera [5, 159–161].

Do zalet szybkich kamer można zaliczyć: możliwość rejestracji ruchu dowolnych powierzchni obiektu drgającego, brak elementów (przetworników) mocowanych do badanej powierzchni, możliwość rejestracji dużych przemieszczeń. Za ograniczenie można uznać węższy zakres częstotliwości oraz rozdzielczość amplitudową. Wprawdzie obecnie dostępne systemy umożliwiają uzyskiwanie zakresu częstotliwości kilkudziesięciu kHz i więcej, jednak wiąże się to z ograniczeniem obszaru rejestracji lub bardzo dużą liczbą rejestrowanych danych. Nie bez znaczenia jest też to, że systemy wizyjne należą do bardzo drogich rozwiązań, a ich implementacja w warunkach *in situ* nastręcza wielu problemów (m.in. z dostarczeniem odpowiedniego oświetlenia czy zamocowania kamer w miejscu, w którym drgania nie występują).

W przypadku technik laserowych pomiar prędkości odbywa się z wykorzystaniem zjawiska Dopplera lub triangulacji [160, 161]. Poza zaletami w postaci braku kontaktu oraz fizycznego obciążania mierzonej powierzchni przetwornikiem metoda ma ograniczenia, z których najbardziej uciążliwe w przypadku badania organizmów żywych jest zachowanie stabilności pomiędzy powierzchnią mierzoną a promieniem lasera wyznaczającym mierzony kierunek drgań. W niektórych przypadkach nie bez znaczenia może być również oddziaływanie wiązki na skórę.

Bazując na doniesieniach literaturowych, można stwierdzić, iż wykorzystanie metod bezkontaktowych znalazło zastosowanie jako metoda pozyskiwania danych do weryfikacji parametrów modeli układu człowiek – narzędzie ręczne [161–163]. Niemniej ich wykorzystanie w warunkach *in situ* stanowi znaczne wyzwanie logistyczne i narzuca wiele obostrzeń co do środowiska pracy. Dlatego też poza obszarami eksperymentalnymi nie znalazło odzwierciedlenia w praktycznych realizacjach.

### Pomiar wibracji na kończynie

Naturalnym podejściem do wyznaczenia poziomu drgań oddziałujących na operatora narzędzia wydaje się ich pomiar na kończynie. W tym celu można wykorzystać omówione powyżej metody bezkontaktowe, jednak podejściem łatwiejszym w realizacji *in situ* okazuje się wykorzystanie standardowego przetwornika przyspieszenia. Niewątpliwym ograniczeniem tej metody jest dyskusyjność sposobu mocowania przetwornika i doboru miejsca mocowania. Ponadto niektórzy autorzy raportują znaczne różnice w wynikach uzyskiwanych metodami niekontaktowymi (np. szybkimi kamerami), a z wykorzystaniem przetwornika przyspieszeń, zauważając, iż masa przetworników przyspieszeń (nawet rzędu kilku gramów) wpływa na dynamikę układu, wprowadzając znaczne zaburzenia [161]. Argument ten wydaje się zasadny, jednak należy rozważyć, czy sposób mocowania przetwornika nie ma większego wpływu na wyniki, w szczególności w przypadku mocowania przetwornika do skóry (np. poprzez połączenie klejowe).



Rys. 2.23. Pomiar drgań z użyciem opaski z przetwornikiem (źródło [143])

W jednej ze swych publikacji [143] autor niniejszej monografii podjął próbę określenia wiarygodności bazowania na wynikach pomiarów przyspieszenia drgań z wykorzystaniem przetwornika mocowanego za pomocą ciasno opinającej nadgarstek opaski (rys. 2.23). Dla proponowanego układu wyznaczono takie elementy, jak: powtarzalność, odtwarzalność, stabilność oraz liniowość. Wbrew trywialności testowanego rozwiązania badania wstępne pozwalały optymistycznie podejść do kwestii ich użyteczności, wykazując dużą stabilność uzyskiwanych wyników (zmienność na poziomie  $V_x < 2\%$ ), liniową reakcję układu czy w przypadku odtwarzalności brak statystycznie istotnych różnic pomiędzy wartościami wyznaczonymi dla poszczególnych serii pomiarowych (dla przyjętego poziomu istotności statystycznej  $\alpha = 0.05$ ).

# 3. Elektromiografia

Bazując na książce *Muscle Alive* [164] z 1963 roku, można podać definicję elektromiografii (EMG) jako: "technika eksperymentalna związana z uzyskiwaniem, nagrywaniem i analizą sygnałów mioelektrycznych". Jest to zatem zespół zadań / czynności tworzących cały arsenał narzędzi od zbierania danych po wnioskowanie.

Zjawisko generowania napięcia elektrycznego przez organizmy żywe wykryto w połowie XIX wieku. Za pioniera badań nad bioelektrycznością uważa się włoskiego naukowca Carla Matteucciego, który w roku 1842 odkrył, że uderzeniu serca żaby towarzyszy aktywność elektryczna [165]. Pierwsze urządzenia do rejestracji czynności elektrycznych mięśni wykorzystywały budowę galwanometru, gdyż ich zasada działania pozwalała na pomiar bardzo małych wartości napięcia elektrycznego. Znanym przykładem zastosowania galwanometru jako elektrokardiografu jest urządzenie skonstruowane przez Willema Einthovena (rys. 3.1). Było to więc rozwiązanie mocno odmienne niż stosowane obecnie.



Rys. 3.1. Aparat EKG skonstruowany przez Einthovena (źródło [166])

Istnieje wiele gałęzi nauki wykorzystującej sygnały pochodzenia bioelektrycznego. Wszystkie można zebrać pod jedną nazwą elektrografia [167]. Należy zaznaczyć, że w niniejszej pracy wykorzystanie skrótu EMG oznacza elektromiografię ogólnie (wraz z wszystkimi jej odmianami), natomiast pozostałe skróty (np. sEMG) są używane w odniesieniu do konkretnej metodologii pomiarowej (opisanej dokładnie w dalszej części pracy). Do częściej używanych technik elektrograficznych można zaliczyć:

- elektrokardiografię (EKG) badanie czynności elektrycznej mięśnia sercowego [168],
- elektromiografię (EMG) badanie czynności elektrycznej mięśni [169],
- elektroencefalografię (EEG) badanie czynności elektrycznej mózgu (elektrody umieszczane na skórze głowy) [170],
- elektrokortykografię (ECoG) badanie czynności elektrycznej kory mózgowej (elektrody umieszczane bezpośrednio na powierzchni kory mózgowej) [171],
- elektroretinografię (ERG) badanie czynności elektrycznej siatkówki oka [172],
- elektroneurografię (ENG<sub>1</sub>) badanie przewodnictwa elektrycznego nerwów [173],
- elektrookulografię (EOG) badanie czynności elektrycznej mięśni gałki ocznej [174],
- elektronystagmografię (ENG<sub>2</sub>) badanie oczopląsu, zmysłu równowagi [175],
- elektrogastrografię (EGG<sub>1</sub>) badanie czynności elektrycznej mięśni gładkich żołądka i jelit [176],
- elektroglotografię (EGG<sub>2</sub>) badanie czynności mięśni fałdów głosowych [177],
- mechanomiografię (MMG) akustyczne lub drganiowe badanie aktywności mięśni [178].

Z wyżej wymienionych technik elektrograficznych elektromiografia wykorzystująca aktywność mięśni wydaje się obiecującym kierunkiem dla wykorzystania ich do oceny siły zacisku dłoni na narzędziu.

Obecnie ze względu na coraz szerszą gamę zastosowań obszar ten staje przed nowymi wyzwaniami. W publikacji [179] określającej współczesne wyzwania i zastosowania wykorzystujące sygnały EMG wydzielono cztery główne grupy ich zastosowań: protetyka, interakcja, rehabilitacja oraz diagnostyka. W protetyce sygnały EMG po odpowiedniej ich klasyfikacji na podstawie wzorców znalazły zastosowanie jako sygnały sterujące protezami brakujących kończyn [179]. Pod pojęciem interakcja rozumiane są komercyjne aplikacje o szerokim zastosowaniu, w których do interakcji z aplikacją są wykorzystywane sygnały sEMG (np. gry) [180]. W rehabilitacji zastosowanie znalazły np. egzoszkielety sterowane przez sygnały EMG [44] lub gry zastępujące standardowe ćwiczenia rehabilitacyjne [181]. W diagnostyce (zwłaszcza klinicznej) prowadzonej pod ścisłym nadzorem znajdują zastosowania m.in. przy zaburzeniach neurogennych, w miopatii, kanałopatii, przy zaburzeniach nerwowo-mięśniowych czy przy zespole chronicznego zmęczenia (CFS, ang. *chronic fatigue syndrome*) [182].

Należy wspomnieć o innej metodzie pomiaru aktywności mięśni – mechanomiografii MMG (ang. *mechanomyography, soundmyography, phonomyography, acousticmyography, accelerometermyography, vibromyography*). Co interesujące, metoda ta została opisana już w początku XIX wieku przez W.H. Wollastona [178], jednak badania nad jej wykorzystaniem musiały poczekać do momentu opracowania przetworników o odpowiednio wysokiej czułości. Jest to metoda oceny aktywności mięśni oparta na pomiarze generowanych przez nie sygnałów akustycznych lub drganiowych. Można doszukać się prac związanych z jej wykorzystaniem zarówno w ocenie siły [183], jak i zmęczenia mięśni [184]. Na rysunku 3.2 przedstawiono zapożyczone z pracy Madeleine i in. [183] przebiegi równolegle zarejestrowanych sygnałów obiema technikami: sEMG oraz MMG.

Wykorzystanie wibracji jako nośnika informacji o aktywności mięśnia z dużym prawdopodobieństwem zostałoby zakłócone przez drgania pochodzące od pracy narzędziami ręcznymi, dlatego też szybko odrzucono ideę ich użycia w dalszej części opracowywania metody estymacji siły zacisku.



Rys. 3.2. Zestawienie przebiegu sEMG (a) oraz odpowiadające mu sygnał MMG (b) (źródło [183])

# 3.1. Generowanie sygnałów EMG

Układ mięśniowy można zaliczyć do głównych systemów organizmu. Poprawnie rozwinięty składa się z około 640 mięśni. Ich główną własnością jest możliwość zmiany swoich wymiarów pod wpływem skurczu. Dzięki skurczowi dochodzi do skrócenia mięśnia, przez co człowiek jest w stanie zmieniać położenie poszczególnych części ciała względem siebie, a co za tym idzie – realizować niemal dowolne ruchy [12]. Kolejną często niedocenianą funkcją jest rozpraszanie energii. Własności lepko-sprężyste mięśni są wykorzystywane przede wszystkim w amortyzacji wstrząsów, przez co są w stanie chronić stawy i kości przed przeciążeniami. Można więc przyjąć, że mięśnie są odpowiednikiem tłumików w układach mechanicznych.

Mięśnie można sklasyfikować np. ze względu na:

- budowę wewnętrzną i funkcję (szkieletowe / poprzecznie prążkowane, gładkie, sercowy),
- kształt (długie, krótkie, szerokie, mieszane),
- kierunek przebiegu włókien (półpierzaste, pierzaste, wielopierzaste, obłe, płaskie, okrężne, inne),
- położenie w ciele człowieka (powierzchowne, głębokie).

### Budowa mięśnia w skali makro

Poglądowa budowa mięśnia poprzecznie prążkowanego została przedstawiona na rysunku 3.3. Mięśnie składają się z włókien mięśniowych (1) (ang. *muscle fiber*) ułożonych równolegle do siebie. Włókna mięśniowe są pogrupowane w wiązki oddzielone od innych wiązek pochewką z tkanki łącznej (2) (ang. *endomysium*). Następnie wiązki takie są ponownie grupowane za pomocą kolejnej tkanki łącznej (3) (ang. *fascicle*), tworząc pęczek mięśniowy (4). Dodatkowo pomiędzy pęczkami mięśniowymi znajduje się cienka warstwa luźnej tkanki łącznej zwanej omięsną (5) (ang. *perymisium*). Umożliwia ona ślizganie się między sobą pęczków mięśniowych. Ostatnią grupującą tkanką łączną jest namięsna (6) (ang. *epimysium*). Następnie mięsień za pomocą ścięgien (7) łączy się z kośćmi (8). Całość przeplatana jest naczyniami krwionośnymi (9) (oznaczonymi kolorem niebieskim).



Rys. 3.3. Budowa mięśnia makro (© Encyclopedia Britannica 2015, źródło [185]). Objaśnienia w tekście

Liczba włókien oraz pęczków mięśniowych jest mocno zróżnicowana oraz silnie zależna od budowy mięśnia i jego przeznaczenia.

## Budowa mięśnia w skali mikro

Budowa mięśnia w skali mikro przedstawia rysunek 3.4. Poszczególne włókna mięśniowe zbudowane są z wielojądrzastych miofibryli (1). Te składają się z sarkomerów (2). Granice sarkomeru wyznaczają tzw. linie Z (3). W wersji uproszczonej można przyjąć, że sarkomer składa się z filamentów miozynowych (4) oraz aktynowych (5).



Rys. 3.4. Budowa mięśnia mikro (źródło [186]). Objaśnienia w tekście

Skracanie mięśnia wywoływane jest poprzez przemieszczanie się względem siebie filamentów miozynowych (4) oraz aktynowych (5), przez co skraca się wzdłużny wymiar sarkomeru (2). O ile w skali mikro wymiar ten skraca się o setne części mikrometra, to zmiany tysięcy sarkomerów dają widoczny efekt zmiany długości mięśnia (tzw. skurcz).



Rys. 3.5. Model ślizgowy skurczu mięśnia (zdjęcie z McGraw Hill Inc., za [185])

Istnieją dwa rodzaje skurczów: izotoniczny – towarzyszy mu zmiana (skracanie) długości mięśnia oraz izometryczny – zmienia napięcie mięśnia bez zmiany jego długości.

Powyżej (rys. 3.5) przedstawioną zasadę zmiany długości mięśni określa się jako model ślizgowy skurczu mięśni poprzecznie prążkowanych.

### Generowanie sygnału EMG

Wcześniej przedstawiona budowa mięśnia nie tłumaczy zasad jego aktywacji, a w rezultacie generowania zmian potencjałów rejestrowanych jako sygnały miolektrograficzne. W tym celu należy użyć pojęcia motoneuronu oraz jednostki motorycznej wprowadzonej przez noblistę Charlesa Sherringtona [187].

Jednostka motoryczna jest odpowiedzialna za pobudzanie włókien mięśniowych do skurczu za pomocą impulsów wywoływanych przez sterujące nimi motoneurony. Motoneuron (ang. *motor neuron*) to rodzaj neuronów (komórek nerwowych) tworzących bezpośrednie połączenie (synapsy) pomiędzy rdzeniem kręgowym (lub pniem mózgu) a włóknami mięśniowymi. Motoneurony unerwiają wybrane włókna mięśniowe. Z kolei liczba włókien mięśniowych połączonych z jednym motoneuronem zależy od zadania mięśnia (rys. 3.6). Można przyjąć, że w przypadku mięśni precyzyjnych pojedynczy monoteuron jest połączony z kilkoma włóknami mięśniowymi (np. w przypadku oka są to od trzech do pięciu włókien mięśniowych). Jednak w przypadku dużych mięśni pojedynczy motoneuron może zarządzać nawet kilkoma tysiącami włókien mięśniowych (np. mięsień czworogłowy uda) [187].



Rys. 3.6. Jednostka motoryczna [185] za Pearson Education Inc 2013

Dokładniej analizując zasadę działania i chcąc opisać zasady rządzące zmianami potencjałów w motoneuronach, należy wyjaśnić pojęcia pompy sodowo-potasowej, potencjału spoczynkowego oraz potencjału czynnościowego.

# Pompa sodowo-potasowa

Motoneuron jest rodzajem komórki<sup>12</sup>, będącej podstawowym elementem układu nerwowego. Różni się on od innych komórek tym, że posiada potencjał elektryczny. Błona komórkowa stanowi granicę pomiędzy wnętrzem komórki a światem zewnętrznym. Wewnątrz i na zewnątrz błony komórkowej znajdują się m.in. jony sodu (Na<sup>+</sup>) oraz jony potasu (K<sup>+</sup>). Znak + oznacza, że są one naładowane dodatnio.

<sup>&</sup>lt;sup>12</sup> Komórka jest uznawana za najmniejszą strukturę organizmów żywych. Ma ona możliwość przeprowadzania procesów życiowych, takich jak: przemiana materii, wzrost czy rozmnażanie.

"Pompa sodowo-potasowa" to tak naprawdę kompleks białkowy wbudowany w błonę komórki, który tworzy niejako kanały bierne umożliwiające wymianę jonów poprzez błonę komórkową. Podczas jednej wymiany jonów przez kanały bierne transportowane są trzy jony Na<sup>+</sup> na zewnątrz neuronu oraz dwa jony K<sup>+</sup> do jego wnętrza. Działanie pompy sodowo-potasowej umożliwia powrót neuronu do potencjału spoczynkowego (zagadnienie to zostało opisane w dalszej części pracy). Energia potrzebna do zasilenia pompy sodowo-potasowej pobierana jest w postaci ATP (adenozynotrójfosforan), pochłaniając u człowieka blisko 30% całkowitej energii dostarczanej do organizmu. Jest to więc proces niezmiernie istotny skoro blisko 1/3 zasobów energetycznych jest rezerwowana na jego potrzeby.

### Potencjał spoczynkowy

W stanie spoczynku jonów sodu Na<sup>+</sup> jest znacznie więcej na zewnątrz komórki, natomiast wewnątrz niej znajduje się więcej jonów potasu K<sup>+</sup>. Szacuje się, że w stanie spoczynku potencjał elektryczny neuronu (tzw. potencjał spoczynkowy) jest na poziomie –70 mV<sup>13</sup>. Potencjał ten wynika z faktu, iż wewnątrz neuronu znajduje się znacznie więcej negatywnie naładowanych białek niż na zewnątrz, oraz większa liczba Na<sup>+</sup> na zewnątrz niż K<sup>+</sup> wewnątrz komórki. Precyzyjniej mówiąc, jest to potencjał pomiędzy zewnętrzną a wewnętrzną ścianką błony komórkowej. Co interesujące, im bardziej oddalamy się od ścianek błony komórkowej, tym potencjał ten zbliża się do wartości 0 mV.

### Potencjał czynnościowy

Pojedynczy impuls generowany przez motoneuron nazywany jest potencjałem czynnościowym (AP, ang. *action potential*). Inaczej mówiąc, aktywacja jednostki motorycznej realizowana jest poprzez impuls będący bodźcem do zajścia przemian biochemicznych zachodzących w błonie komórkowej. Jednocześnie warto zaznaczyć, że komórki / neurony działają zgodnie z zasadą "wszystko albo nic". Czyli po przekroczeniu pewnych wartości zaczynają się kolejne etapy procesów. Potencjał czynnościowy jest albo go nie ma. Nie można go wygenerować częściowo. Całość poniżej opisanego zjawiska dobrze obrazuje rysunek 3.7.

Potencjał czynnościowy to nagły i gwałtowny przepływ jonów Na<sup>+</sup> do wnętrza neuronu<sup>14</sup>. W tym celu wykorzystuje się "kanały bramkowane napięciem" dla jonów Na<sup>+</sup> (nazwijmy je KBN<sub>Na</sub> od kanały bramkowane napięciem). Znajdują się one w otoczce mielinowej w węzłach Ranviera i umożliwiają znacznie szybszą wymianę potencjałów niż w przypadku drogi przez błonę komórkową. W stanie spoczynku neuronu KBN<sub>Na</sub> są zamknięte. Gdy potencjał neuronu zostanie wytrącony z równowagi, przekraczając wartość progową (dla wielu komórek jest to potencjał –55 mV), KBN<sub>Na</sub> otwierają się gwałtownie, wpuszczając Na<sup>+</sup> do wnętrza neuronu. Taki gwałtowny przepływ Na<sup>+</sup> podnosi potencjał neuronu (jonów dodatnich Na<sup>+</sup> oraz K<sup>+</sup> w komórce jest coraz więcej) (rys. 3.7, depolaryzacja). Po osiągnięciu wartości progowej (szacowanej na +20 mV do +40 mV) następuje zamknięcie KBN<sub>Na</sub>. Mniej więcej w tym samym momencie zostają aktywowane kanały bramkowane napięciem dla jonów potasu (nazwijmy je KBN<sub>k</sub>).

<sup>&</sup>lt;sup>13</sup> Przyjmuje się, że w komórkach ludzkich potencjał waha się w granicach od -40 do -90 mV.

<sup>&</sup>lt;sup>14</sup> Co nieoczywiste, aby neuron wygenerował impuls elektryczny, wystarczy przemieszczenie jednego na dziesięć tysięcy jonów (potasu lub sodu).

One z kolei umożliwiają przemieszczanie jonów K<sup>+</sup> na zewnątrz neuronu. Jednak szybkość przepuszczania KBN<sub>k</sub> jest znacznie mniejsza w porównaniu z KBN<sub>Na</sub>. Dlatego powrót potencjału do wartości początkowej trwa dłużej (mimo pomocy ze strony kanałów biernych pompy sodowo-potasowej) (rys. 3.7, repolaryzacja). Proces ten powoduje obniżanie potencjału komórki, w efekcie osiągając wartość niższą niż spoczynkowa (blisko –90 mV). Zjawisko to nazywane jest hiperpolaryzacją neuronu (rys. 3.7, hiperpolaryzacja). W tym momencie KBN<sub>k</sub> zostają również zamknięte. Od tej chwili dzięki mechanizmowi pompy sodowo-potasowej dochodzi do odzyskania potencjału spoczynkowego.

Bardzo często przy omawianiu tego zagadnienia pojawia się pojęcie potencjału czynnościowego jednostki motorycznej (MUAP, ang. *motor unit action potential*). Jest to nic innego jak odpowiedź jednostki motorycznej na AP (potencjał czynnościowy).

Czas trwania całego procesu zmiany potencjału czynnościowego trwa około 1 ms. Stąd częstotliwość analizowanych sygnałów EMG powyżej tej wartości, ze względu na analizę rejestrowanego zjawiska, nie ma uzasadnienia.



Rys. 3.7. Potencjał czynnościowy (źródło [188])

Zgodnie z opisanymi działaniami, sygnały EMG są rejestracją zmian potencjałów komórek mięśniowych w wyniku pobudzania włókien mięśniowych sygnałami / impulsami doprowadzanymi przez motoneurony. Można dodać, że inicjujący potencjał czynnościowy motoneuronu uwalnia neuroprzekaźnik (acetylocholinę), w efekcie czego dochodzi do depolaryzacji błony komórki mięśniowej (wytrącenia jej z równowagi).

Elektromiografia igłowa umożliwia rejestrację opisanej powyżej aktywności włókna mięśniowego. Przy wykorzystaniu standardowej elektromiografii powierzchniowej nie jesteśmy w stanie zarejestrować tego zjawiska, gdyż pojedyncze procesy aktywacji komórek mięśniowych przechodzą na rejony sąsiednie poprzez przepływ prądów jonowych pomiędzy obszarami aktywnymi a jeszcze niepobudzonymi. Tak więc nie zachodzą one jednocześnie we wszystkich komórkach mięśniowych, lecz są przesunięte względem siebie w czasie. W rezultacie otrzymujemy wiele pojedynczych wyładowań, co przy wykorzystaniu metody pomiaru z użyciem elektrod powierzchniowych daje obraz jak na dolnym przebiegu rysunku 3.8.



Rys. 3.8. Wyładowania jednostek motorycznych (MU) i wynikowy sygnał sEMG (źródło [188])

# 3.2. Elektrody

Techniki pomiarowe związane z elektromiografią przede wszystkim dzieli się, uwzględniając technikę pozyskiwania sygnału elektromiograficznego, a więc uwzględniając zastosowane elektrody pomiarowe. W przeważającej większości przypadków wykorzystuje się dwie metody: elektromiografię igłową iEMG (ang. *intramuscular electromyography*, *needle electromyography*) oraz elektromiografię powierzchniową sEMG (ang. *surface electromyography*) (rys. 3.9). Często w przypadku elektromiografii powierzchniowej zamiennie używa się skrótu EMG oraz sEMG wywodzącego się od słowa ang. *surface*. Różnica w uzyskiwanych wynikach metodami powierzchniowymi oraz igłowymi bierze się m.in. z ilości tkanek, które znajdują się pomiędzy włóknami mięśniowymi a elektrodami. Efekt ten można modelować jako filtr dolnoprzepustowy, którego selektywność zależy od odległości między elektrodami i źródłem (czyli jednostką motoryczną) [189]. Dlatego też w przypadku elektromiografii powierzchniowej standardowe widmo sygnału zawiera się w przedziale od 20 do 250 Hz, gdy dla elektromiografii igłowej częstotliwości mogą sięgać 1000 Hz.



Rys. 3.9. Zastosowanie elektrod powierzchniowych (po lewej) oraz igłowych (po prawej) [190]

Istnieją publikacje, w których dokonuje się porównania obu metod [190–194]. Jednakże prezentowane w nich badania nie dają jednoznacznej informacji o wyższości jednej techniki nad drugą. Należy więc traktować je jako dwie różne metody pozyskiwania sygnałów elektromiograficznych, mające zastosowanie w różnych sytuacjach.

Przykładowe przebiegi czasowe sygnałów zarejestrowanych z wykorzystaniem obu metod przedstawiono na rysunku 3.10.



Rys. 3.10. Przykładowe przebiegi czasowe eletromiografii a) igłowej [195]; b) powierzchniowej [196]

W ostatnich latach rozwijana jest również technika pomiarowa zwana elektromiografią wysokiej gęstości (HD EMG, ang. *high density electromiography*) [182, 196–204]. Prace nad jej wykorzystaniem nadal trwają, jednak obecnie uzyskiwane wyniki badań pozwalają przypuszczać, iż za jej pomocą będzie można uzyskiwać sygnały zbliżone do elektromiografii igłowej. Główna zaleta tego rozwiązania to brak ingerencji w tkankę, gdyż wykorzystuje się odpowiednio ułożone elektrody powierzchniowe tworzące niejako matryce elektrod, przy wykorzystaniu algorytmów do dekompozycji sygnału.

Innym przykładem rozwiązania pomiarowego jest elektromiografia impedancyjna I-EMG (ang. *impedance-electromyography*) oparta na wykorzystaniu elektrod igłowych. Według autorów publikacji [205], to rozwiązanie znacznie rozszerza możliwości diagnostyczne technologii EMG, dostarczając informacji o biernych (nieelektrycznie czynnych) właściwościach mięśni, dzięki czemu jesteśmy w stanie wyznaczyć np. prędkość propagacji potencjałów czynnościowych (aktywnych).

### 3.2.1. Elektrody igłowe

Nazwa pochodzi od wykorzystania igieł w procesie mocowania elektrody. Jej główną własnością jest możliwość pomiaru poziomu pobudzenia jednostki motorycznej (poszczególnych włókien mięśniowych). Jest to szczególnie przydatne w przypadku badań patologii wybranych fragmentów układu mięśniowego oraz nerwowego [189, 206, 207]. Daje również możliwość pomiaru sygnałów generowanych przez mięśnie leżące w głębszych warstwach (do których nie ma dostępu z wykorzystaniem elektrod powierzchniowych). Rozwiązanie to znajduje również zastosowanie w sytuacjach mniej konwencjonalnych, jak np. monitorowanie neurofizjologiczne podczas procedur neurointerwencyjnych [208–210]. Ze względu na możliwość bezpośredniego "wglądu" w miejsce powstawania aktywności mięśniowej wprowadzenie elektrod do mięśni umożliwia wykrywanie potencjałów elektrycznych o bardziej spontanicznym charakterze niż zamierzone napięcie mięśni. Przykładem może być pomiar potencjałów fibrylacji wynikających z odnerwienia części mięśnia, a także zmiany potencjałów jednostki ruchowej związane z zaburzeniami wpływającymi na mięsień, węzeł nerwowo-mięśniowym czy zaburzenia nerwów obwodowych [189].

Należy podkreślić, że elektromiografia igłowa jest techniką wymagającą o wiele większej wiedzy od badacza niż w przypadku odmiany powierzchniowej. Jest to związane z koniecznością dobrej znajomości anatomii, gdyż aplikacja elektrody musi odbyć się precyzyjnie. Dlatego też w niektórych przypadkach można spotkać się z wykorzystywaniem technik weryfikacji poprawności aplikacji elektrody poprzez użycie np. ultrasonografu [211].

Warto dodać, że wkłucie jest związane z naruszeniem skóry, czego nieodzownym skutkiem jest większy lub mniejszy ból. Naturalnie jest on zależny od zastosowanej igły, niemniej jednak jest w różnym stopniu odczuwalny i jest źródłem dyskomfortu dla osoby badanej [212].

Same elektrody igłowe od strony technicznej są realizowane w różnoraki sposób. Różne typy elektrod igłowych stosowane są w zależności od celu, głównie różniąc się powierzchnią rejestrowanych aktywności elektrycznych. W sposób schematyczny elektrody igłowe prezentuje rysunek 3.11. Obszarem zaciemnionym poglądowo oznaczono powierzchnię, z której rejestrowany jest sygnał, natomiast strzałki reprezentują elektrody.



Rys. 3.11. Typy elektrod igłowych; strzałkami oznaczono bieguny elektrod [195]

Na podstawie [195] można dokonać następującego podziału elektrod.

- Elektrody koncentryczne (ang. concentric electrodes) wykorzystują igły puste w środku z cienkim, izolowanym drutem. Można szacować, że aktywna powierzchnia rejestrująca sygnał to wymiary rzędu 125–580 µm. Zaletą stosowania ich jest: zdolność rejestrowania aktywności EMG przy minimalnej ingerencji w otaczające mięśnie, znana i ustalona powierzchni zapisu, brak oddzielnej elektrody odniesienia (potencjał odniesienia stanowi trzon igły, przez co zapobiega niechcianej aktywności otaczających mięśni), duża liczba zdefiniowanych wartości normalnych (poprawnych) MUAP dla różnych grup wiekowych i mięśni.
- Elektrody monopolarne (ang. monopolar electrodes) są to pokryte np. teflonem cienkowarstwowe elektrody, zwykle wykonane ze stali nierdzewnej o małym przekroju i zakończone ostrą końcówką. Mogą być dłuższe niż elektrody koncentryczne, jednak zarejestrowany MUAP charakteryzuje się nieco dłuższym czasem trwania oraz wyższą amplitudą (z uwagi na rejestrację sygnału z całego obszaru wokół wierzchołka igły, a nie wyłącznie z włókien sąsiadujących z końcówką ścięcia wierzchołka igły). Sam pomiar z ich użyciem jest mniej nieprzyjemny dla pacjentów.
- Elektroda dla pojedynczego włókna (ang. single fiber electrodes) głównie stosowana do rejestracji zaburzeń mięśniowo-nerwowych z uwagi na możliwość rejestracji sygnałów z pojedynczych jednostek motorycznych (może wykryć zmiany / wahania pomiędzy potencjałami pojedynczego włókna). Zmiany takie nie są osiągalne w innych typach elektrod igłowych. Podobnie jak w przypadku elektrod koncentrycznych potencjałem odniesienia jest trzon igły. Mogą również służyć do ilościowego określenia gęstości włókien mięśniowych w jednostce motorycznej. Elektrody te z uwagi na możliwość wyłącznie jednokrotnego użycia oraz cenę są rzadziej używane.
- Makroelektrody (ang. *macroelectrodes, macroneedle*) należą do elektrod dużych, dla których poziomem odniesienia jest elektroda powierzchniowa. Z ich pomocą rejestruje się sygnały z dużej liczby włókien czy jednostek motorycznych. Umożliwia rejestrację przebiegu zmian potencjału z pojedynczej jednostki motorycznej, jednakże w tym celu należy na osobnym kanale rejestrować sygnał z pojedynczej cienkiej elektrody (średnica 25 μm).

Jak wynika z powyższych opisów, o doborze odpowiedniej elektrody igłowej decyduje głównie cel badania.

Pierwsze publikacje na ten temat charakteryzowało bardzo różne podejście do ich realizacji pomiarów i wykorzystywanej aparatury, co uniemożliwiało jednoznaczną identyfikację oraz późniejsze odtworzenie procesu pomiarowego. Dlatego ustanowiono standardy dotyczące pomiarów z użyciem elektrod igłowych [213]. Publikacja wyników powinna zawierać informacje charakteryzujące metodologię badania i techniczne aspekty elektrod, takie jak:

- materiał, z którego wykonano elektrody (np. stal nierdzewna), pojedyncza lub wielożyłowa (ang. *multi strand*),
- materiał izolacyjny,
- wielkość końcówki poddawanej ekspozycji,
- metody aplikacji elektrody,
- głębokość aplikacji elektrody,
- odległość pomiędzy elektrodami,
- typ elektrody referencyjnej, jej umiejscowienie.
#### 3.2.2. Elektrody powierzchniowe

Można zaryzykować stwierdzenie, że w przypadku zastosowań inżynieryjnych elektrody powierzchniowe są najczęściej spotykanym rozwiązaniem. Głównym czynnikiem na to wpływającym jest brak naruszenia tkanki skóry podczas montażu elektrod. Dzięki temu obecność osoby z wykształceniem medycznym nie jest konieczna. Nie bez znaczenia jest również fakt, iż mocowanie elektrod powierzchniowych jest praktycznie bezbolesne. W przypadku powierzchniowego montażu elektrod są one umiejscawiane na powierzchni skóry. Kolejnym czynnikiem wydaje się łatwość ich montażu. W większości sytuacji wystarczy poprawnie zlokalizować brzusiec interesującego nas mięśnia lub charakterystyczne punkty organizmu. To wystarczy do poprawnego doboru miejsca mocowania.

Elektrody powierzchniowe można podzielić, uwzględniając sposób kontaktu z tkanką (przeważnie skórą). Na rysunku 3.12 przedstawiono podział zaczerpnięty z [214].



Rys. 3.12. Kategorie elektrod: a) preżelowa Ag/AgCl; b) dysk stalowy; c) pianka przewodząca; d) tkanina przewodząca [214]

Prace nad zbadaniem wpływu stosowania poszczególnych typów elektrod na uzyskiwane wyniki są prowadzone od ponad pięćdziesięciu lat (jedna z pierwszych publikacji z tego zakresu przypadła na rok 1965 [215]). Na przykład Searle i Kirkup [216] wykazali, że artefakty ruchowe są znacząco wyższe w przypadku zastosowania elektrod suchych w porównaniu z artefaktami rejestrowanymi dla elektrod mokrych. Odnotowali również, iż różnica ta zmniejszała się wraz z upływem czasu. W publikacji [217] Li i in. podjęli się oceny zmiany impedancji elektrod wraz z upływem czasu (od momentu ich zamocowania). Wykazano, że impedancje elektrod suchych są znacznie wyższe niż w przypadku elektrod mokrych, dodatkowo charakteryzując się ich znacznymi zmianami (znacząco wyższa wartość wariancji impedancji). Z kolei Chi i in. w badaniach zaprezentowanych w pracy [218] podjęli próbę wyznaczenia poziomów szumów dla różnych typów elektrod. Przedstawione na rysunku 3.13 wyniki nie wykazały jednoznacznie wyższości jednych elektrod nad innymi. Pomimo bardzo niejednoznacznych wyników uzyskiwanych w różnych ośrodkach naukowych, pewne ogólne właściwości zostały uchwycone.



Rys. 3.13. Widmo szumu dla różnych typów elektrod (źródło [218])

Najczęściej wykorzystywaną elektrodą powierzchowną są elektrody preżelowe Ag/AgCl (chlorostrebrowa) wykonane z metalicznego srebra (Ag) pokrytego chlorkiem srebra (AgCl). Szacuje się, że blisko 80% stosowanych elektrod powierzchniowych to właśnie elektrody preżelowe [219]. Ich główną zaletą jest bardzo dobra jakość rejestrowanych sygnałów. Jednak traci ona swoje własności wraz z upływem czasu. Dlatego też długookresowe pomiary (kilkugodzinne) mogą zostać obarczone artefaktami wynikającymi np. ze zmiany przewodności elektrody [214]. Dla badań długotrwałych dobrą alternatywą wydaje się stosowanie elektrod suchych.

Ponadto elektrody suche są elektrodami wielorazowego użytku, co w niektórych przypadkach może stanowić silny argument za ich stosowaniem. Niestety, nadal jakość uzyskiwanych sygnałów jest niższa niż w przypadku elektrod preżelowych.

Wiele badań dowiodło konieczności odpowiedniego przygotowania naskórka przed zamocowaniem elektrody, co znalazło odzwierciedlenie jako jedna z wytycznych SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) podczas opisu badań z użyciem elektrod powierzchniowych. Wnioski z nich płynące sprowadzają się do zmniejszenia impedancji pomiędzy skórą a elektrodą, co pozytywnie wpływa na jakość sygnału (amplitudę oraz widmo) [220, 221].

Stosowanie elektrod powierzchniowych ze względu na szeroką dowolność w możliwościach ich aplikacji powinno również być opisywane tak, by w sposób jednoznaczny identyfikować ich użycie. Dlatego podobnie jak w przypadku elektrod igłowych publikacja wyników badań powinna dodatkowo zawierać informacje charakteryzujące ich metodologię oraz techniczne aspekty wykorzystanych elektrod. Wśród tych informacji wymienia się [213]:

- materiał elektrod (np. Al/AgCl),
- kształt elektrod (np. okrągła),
- wymiary elektrody,
- rodzaj środka przewodzącego (np. żel, maści),
- przygotowanie skóry (czy była ogolona, przemyta alkoholem itp.),
- odległość pomiędzy elektrodami,
- położenie elektrod z informacją o ich orientacji względem ścięgien, włókien mięśniowych.



Rys. 3.14. Modele elektryczne połączenia skóra – elektroda (źródło [218])

O wadze i złożoności problemu doboru elektrod dla wyników eksperymentów może świadczyć fakt, iż w wielu ośrodkach poza badaniami porównawczymi można znaleźć modele elektryczne mające na celu odzwierciedlenie wpływu poszczególnych elementów układu skóra – elektroda na rejestrowane sygnały [214, 218, 222]. Przykładowe wyniki prac przedstawiono na rysunku 3.14, sygnalizując jedynie rozpiętość zainteresowań w tym temacie.

#### **3.2.3. Elektrody wysokiej gęstości (HD EMG)**

Już w latach 60. XX wieku opracowano metodologię, która umożliwiłaby z sygnału czynnościowego mięśnia wyekstrahować sygnał pojedynczej jednostki motorycznej (MUAP) [223, 224]. Jednak z uwagi na złożoność obliczeń pierwsze rozwiązania aplikacyjne pojawiły się dopiero w latach 90. Elektromiografia wysokiej gęstości jest stosunkowo nową techniką, której ideą jest połączenie zalet wynikających ze stosowania elektrod igłowych oraz powierzchniowych, przy jednoczesnym eliminowaniu ich wad.

Opiera się ona na wykorzystaniu niewielkich rozmiarów elektrod powierzchniowych rozmieszczonych w niewielkich odległościach od siebie (3–10 mm), tworzących niejako matrycę pomiarową. Dzięki informacji o ich położeniu w przestrzeni, ze zbioru zarejestrowanych standardowych sygnałów HD EMG można na drodze dekompozycji wyznaczyć sygnały czasowe poszczególnych jednostek motorycznych. Zasadę działania przedstawia rysunek 3.15.



Rys. 3.15. Idea działania elektromiografii wysokich gęstości (źródło [197])

Dekompozycja często dokonywana jest z wykorzystaniem algorytmów sztucznej inteligencji. Do nauki algorytmów niezbędne jest posiadanie sygnałów zarejestrowanych z użyciem elektromiografii igłowej. Przykładowy wygląd elektrody i sposób mocowania zaprezentowano na rysunku 3.16. Widać na nim macierz 192 elektrod oddalonych od siebie o 10 mm. Do mocowania elektrod wykorzystuje się np. piankę samoprzylepną.



Rys. 3.16. Elektrody wysokiej gęstości oraz sposób mocowania (źródło [203])

## 3.3. Kondycjonowanie i akwizycja

Jak wcześniej opisano, sygnały mioelektryczne charakteryzują się potencjałem rzędu kilkudziesięciu miliwoltów (mV). Jednakże rejestrowane zmiany potencjału podczas aktywności mięśni często są rzędu kilku miliwoltów, a w przypadku elektromiografii powierzchniowej bardzo często są to dziesiętne, a nawet setne części miliwolta [188, 200]. Dlatego też niezbędne jest odpowiednie kondycjonowanie sygnału. Obecne możliwości układów elektronicznych dają bardzo szeroki wachlarz w doborze parametrów układu kondycjonującego.

Bazując na dostępnej literaturze, można przyjąć, że układ do kondycjonowania sygnałów EMG w większości przypadków składa się z bloków funkcyjnych, takich jak:

- wzmocnienie wstępne,
- filtracja,
- wzmocnienie właściwe.

Na rysunku 3.17 zaprezentowano przykładowy schemat blokowy toru sygnałowego dla pomiarów EMG.



Rys. 3.17. Schemat blokowy toru sygnału EMG

Kolorem szarym zaznaczono elementy związane z kondycjonowaniem sygnału, zielonym przetwornik A/C (analogowo-cyfrowy), a niebieskim jednostkę komputerową PC (*Personal Computer*), której zadaniem może być akwizycja, analiza wyników czy ich prezentacja. Obecnie wiodące firmy na rynku mają własne rozwiązania umożliwiające rejestrację sygnałów EMG. W zdecydowanej większości są to systemy zamknięte, zawierające wszystkie elementy toru sygnałowego zaprezentowane na rysunku 3.17.

Poniżej przedstawiono elementy, które można wyróżnić w części kondycjonującej sygnału.

#### Wzmocnienie wstępne

Często jest to układ realizujący niewielkie wzmocnienie sygnału (rzędu kilku- lub kilkudziesięciokrotne), gdyż jego głównym zadaniem jest dopasowanie impedancyjne układu pomiarowego. Układ ten powinien charakteryzować się bardzo dużą impedancją wejścia (żeby w jak najmniejszym stopniu obciążać źródło sygnału EMG). Ponadto powinien posiadać jak najwyższy współczynnik tłumienia sygnału współbieżnego (CMRR, ang. *common mode rejection ratio*). Wynika to z faktu, że zmienny w czasie sygnał EMG ma bardzo dużą składową stałą w stosunku do poziomu zmian (dla przypomnienia: potencjał spoczynkowy wynosi około –70 mV, a zmiany sygnału to często dziesiętne części miliwolta). Z tego powodu w przypadku wykorzystania wzmocnienia pracującego w układzie różnicowym sygnał wspólny dla obu wejść powinien być jak najlepiej tłumiony. Za tę własność odpowiada współczynnik CMRR.

#### Filtracja

Odpowiada za eliminację zakłóceń oraz dopasowanie użytecznego pasma częstotliwościowego sygnału. Przyjmuje się, że w przypadku sygnałów EMG sa to częstotliwości z zakresu 10-1500 Hz dla elektrod igłowych oraz 5-500 Hz dla elektrod powierzchniowych [213]. Realizacja tego typu filtracji może zostać osiagnieta różnymi metodami technicznymi, tj. poprzez kombinację filtrów dolnoprzepustowych, górnoprzepustowych lub środkowoprzepustowych. Ponadto w części rozwiązań można spotkać dodatkowe filtry pasmowozaporowe majace na celu eliminacje czestotliwości zwiazanej ze zmiana napiecia zasilania. Jest to częstotliwość zgodna z częstotliwością zasilania sieciowego w danym regionie (np. Europa 50 Hz, USA 60 Hz). Istotne jest to, że filtracja nie musi być realizowana jako jeden blok, może zostać podzielona np. na filtrację górnoprzepustową (eliminacja składowej stałej oraz składowych niskoczęstotliwościowych), następny element filtracji może znajdować sie po bloku wzmocnienia końcowego. Warto nadmienić, że sytuacja odwrotna nie powinna mieć miejsca, gdyż ponownie wzmocniony w bloku "wzmocnienie końcowe" sygnał, posiadający zbyt dużą składową stałą, prawdopodobnie doprowadzi do przesterowania układu. Filtracja może być realizowana jako układ pasywny lub aktywny (tzw. filtry rzędu pierwszego lub wyższych rzędów). Główna różnica pomiędzy nimi polega na wartości tłumienia filtru (decybel/oktawę) informującej, o ile decybeli zmniejszy się amplituda sygnału przy dwukrotnej zmianie jego czestotliwości. Parametr ten czesto nazywany jest stromością zbocza (ang. slope).

#### Wzmocnienie końcowe

Jest to element odpowiadający za dopasowanie poziomu sygnału do zakresu napięciowego przetwornika A/C. Często jest to wzmocnienie od kilkudziesięciu do kilkuset razy. W przypadku wzmacniacza wykorzystanego w stopniu końcowym wymagania odnośnie do współczynnika CMRR nie muszą być tak restrykcyjne jak w stopniu pierwszym, gdyż z uwagi na wcześniejsze zastosowanie filtracji górnoprzepustowej wyżej opisany problem wzmacniania sygnału współbieżnego nie powinien występować.

Dla podziału z rysunku 3.17 w sposób skrótowy i uproszczony podano zadania poszczególnych bloków funkcyjnych. Powyższy schemat należy jednak traktować jako przykładowe rozwiązanie, gdyż w wielu publikacjach można spotkać bardzo zróżnicowane podejścia do jego technicznej implementacji [200, 225–229].

Jednym z ważniejszych, a nieomówionych jeszcze elementów jest izolacja galwaniczna stanowiąca zabezpieczenie przeciwporażeniowe osoby badanej. Często element ten znajduje się w okolicach bloku funkcyjnego "wzmocnienie wstępne". W praktyce może być ona realizowana z wykorzystaniem elementów optoelektrycznych, magnetycznych lub logicznych. Z pełniejszym opisem realizacji zarówno zabezpieczeń, jak i innych elementów (wraz z przykładami) można zapoznać się np. w pracy [225]. W związku z faktem, że wiele komercyjnych rozwiązań to systemy zamknięte, narzucające metody analiz, a niejednokrotnie niedające możliwości ich rozszerzenia oraz dostępu do napięciowego niefiltrowanego sygnału EMG, bardzo często można spotkać się z wykorzystaniem własnych dedykowanych układów kondycjonujących i rejestrujących. Dlatego też podczas realizacji projektu SENIAM opracowano zalecane wymagania techniczne, jakie powinna spełniać aparatura pomiarowa do rejestracji sygnałów EMG. W przypadku układu kondycjonującego są to [230]:

- filtr górnoprzepustowy:
  - na potrzeby analizy widmowej < 10 Hz,
  - na potrzeby analizy ruchu 10-20 Hz,
- filtr dolnoprzepustowy:
  - · dla typowych zastosowań częstotliwość odcięcia to 500 Hz,
  - dla szerokopasmowych zastosowań zaleca się cz. odcięcia 1000 Hz,
- poziom zakłóceń (napięcia) < 1 µV (w paśmie 10–500 Hz),</li>
- poziom zakłóceń (prądu) < 10 pA<sub>RMS</sub> (w paśmie 10–500 Hz),
- impedancja wejściowa:
  - dla elektrod tradycyjnych > 100 M $\Omega$ ,
  - dla elektrod "suchych" > 1000 M $\Omega$ ,
- wzmocnienie: tak dobrane, by jak najlepiej wykorzystać zakres napięciowy przetwornika A/C,
- współczynnik CMRR >95 dB.

W przypadku przetwornika A/C zaleca się następujące jego parametry:

- częstotliwość próbkowania:
  - dla typowych zastosowań > 1000 Hz,
  - dla szerokopasmowych zastosowań > 2000 Hz,
- rozdzielczość przetwornika:
  - 12 bitów dla wzmacniacza z możliwością dopasowania wzmocnienia,
  - 16 bitów dla wzmacniacza bez możliwości dopasowania wzmocnienia.

Można przyjąć, że aparatura spełniająca powyższe wytyczne pozwala na poprawną realizację pomiarów. Jednak zdobyte doświadczenie autora monografii pozwala stwierdzić, iż niespełnienie wymagania dotyczące współczynnika CMRR w połączeniu z doświadczeniem w pomiarach sygnałów sEMG pozwala na rejestrację przydatnych w dalszych analizach sygnałów.

Dodatkowo opracowano informacje, które powinny być podawane w przypadku wykorzystywania układu kondycjonującego własnej konstrukcji lub mało popularnego rozwiązania komercyjnego. W przypadku kondycjonowania sygnału są to informacje:

- zastosowany układ pracy wzmacniacza (różnicowy, podwójny różnicowy itp.),
- impedancja wejściowa,
- wartość współczynnika CMRR,
- odstęp sygnału od szumu (SNR, ang. signal-to-noise ratio),
- wykorzystywane wzmocnienie,
- wykorzystane typy filtrów (dolno- i / lub górnoprzepustowy, Butterworth, Chybyshev),
- stromość nachylenia zbocza filtrów (podawane np. w decybelach na oktawę).

## 3.4. Artefakty

Jednym z problemów związanych z poprawną analizą i klasyfikacją sygnałów EMG jest występowanie licznych zakłóceń, potocznie nazywanych artefaktami. Źródła ich powstawania mogą być różnorodne, jednak zostały dobrze rozpoznane [188, 231–236]. Poniżej skrótowo opisano te, które sprawiają realne problemy badaczom podczas pomiarów oraz analiz.

#### Artefakty ruchowe

Mogą wystąpić, gdy podczas rejestracji mierzony mięsień przemieszcza się w przestrzeni (np. podczas biegu, wyskoków czy przysiadów). W tym przypadku można wyróżnić kilka źródeł artefaktów. Zakłóceniami mogą być generowane dodatkowe napięcia w przewodach pomiarowych w wyniku przecinania linii pola elektromagnetycznego lub magnetycznego (podobnie jak w prądnicy). W obecnych czasach praktycznie nie ma możliwości, by uciec od tego zjawiska. Można go jednak minimalizować, np. poprzez stosowanie jak najkrótszych przewodów pomiędzy elektrodami a układem wzmacniającym. W komercyjnych rozwiązaniach tego problemu często można spotkać mocowanie elektrod bezpośrednio na obudowę pierwszego stopnia wzmocnienia układu wzmacniającego. Innym sposobem na eliminację zakłóceń jest odpowiedni dobór pracy układu wzmacniacza. Praca w układzie różnicowym w znacznym stopniu potrafi wyeliminować problem (przy założeniu, że generowane zakłócenia powstają w sposób identyczny w obu przewodach łączących elektrody ze wzmacniaczem). Innym źródłem zakłóceń jest przemieszczanie się elektrod pomiarowych względem badanego mięśnia. W tym przypadku konieczne jest odpowiednie mocowanie elektrody (np. poprzez przygotowanie skóry).

#### Artefakty biologiczne

Są to artefakty związane z rejestracją nieinteresującego nas sygnału sEMG badanego mięśnia, lecz przesłuchy sygnałów pochodzących z innych mięśni. Mogą występować w wyniku błędnego doboru miejsca mocowania elektrod (zbyt blisko innych aktywowanych podczas badania mięśni). Czasami nie da się uniknąć przesłuchów. Jako przykład mogą posłużyć pomiary w okolicach serca (np. tułów, lewe ramię). W takich sytuacjach często mimowolnie wraz z sygnałem EMG rejestrujemy sygnał EKG.

#### Artefakty aparaturowe

W przypadku tak niskich poziomów napięcia wejściowego, jak ma to miejsce w sygnałach EMG, niezmiernie istotny jest odpowiedni dobór elementów elektronicznych użytych przy budowie układu kondycjonującego. Każdy element czy układ elektroniczny wprowadza własne zakłócenia w torze sygnałowym, jednak stosowanie elementów o bardzo wysokich parametrach metrologicznych pozwala je w sposób wystarczający wyeliminować. W literaturze można znaleźć wiele algorytmów, których zadaniem jest minimalizacja wpływu zakłóceń o charakterze szerokopasmowym [232, 236], niemniej jednak eliminacja źródła zakłóceń jest najlepszym rozwiązaniem.

#### Artefakt linii zasilającej

Kolejnym bardzo często spotykanym artefaktem jest pojawianie się w sygnale częstotliwości sieci zasilającej (np. w Europie jest to 50 Hz, natomiast w USA i Kanadzie 60 Hz). Powodów jego występowania może być kilka, jednak najczęściej wynika to z błędnie podłączonego przewodu referencyjnego (uziemiającego). Ogólnie nie zaleca się stosowania filtrów pasmowozaporowych w celu eliminacji tego zjawiska, gdyż częstotliwości 50 czy 60 Hz pokrywają się z widmem sygnału EMG o największej intensywności. Tak więc użycie takiego filtru może doprowadzić do eliminacji ważnych informacji z sygnału EMG. Nie mniej jednak są one spotykane w rozwiązaniach komercyjnych i niejednokrotnie stanowią jedyny ratunek w przypadku realizacji pomiarów np. w bardzo niekorzystnych warunkach środowiskowych (np. duże natężenie pól elektromagnetycznych wynikających z pracy wielu urządzeń).

W większości powyżej opisywanych przypadków doświadczony badacz jest w stanie w miarę szybko i bezbłędnie ocenić, czy rejestrowane zjawisko jest artefaktem, czy istotną cechą sygnału EMG. Przykładem takim może być występowanie w sposób dominujący częstotliwości sieciowej w widmie sygnału, czy też stałe lub okresowe przesunięcie linii podstawowej sygnału EMG, np. powyżej 5 mV [188, 237]. Również artefakty ruchowe generujące zmienne w czasie i natężeniu zmiany niskoczęstotliwościowe (np. poniżej 1 Hz) mogą zostać łatwo zidentyfikowane m.in. poprzez wizualną inspekcję sygnału czasowego. Innym przykładem łatwej identyfikacji są artefakty wynikające z niezamierzonej rejestracji sygnału EKG. Ich eliminacja z użyciem standardowych filtrów nie daje najlepszych rezultatów, skuteczne okazuje się użycie zaawansowanych algorytmów (np. filtry adoptowane z trybem rozpoznawania wzorca) [188, 234].

## 3.5. Metody analizy

W klasycznym podejściu do klasyfikacji sygnałów pierwszym istotnym elementem powinno być określenie wymiaru / wymiarów sygnału. Klasycznie w zagadnieniach technicznych poruszamy się w obszarze analizy sygnałów jednowymiarowych (gdzie sygnał o badanej amplitudzie zmienia się np. w czasie) lub dwuwymiarowych (analiza obrazu) [238–240]. Można przyjąć, że w analizach technicznych częściej spotykane są sygnały jednowymiarowe (np. ciśnienie, drgania, temperatura), a analizy obrazów, chociaż coraz bardziej popularne, nadal stanowią mniejszość [241, 242]. Również w medycynie tzw. sygnały jednowymiarowe znalazły olbrzymie zastosowanie (np. EKG, EMG). Można jednak zauważyć, iż diagnostyka medyczna w znacząco większym stopniu wykorzystuje możliwości sygnałów dwuwymiarowych, np. w postaci obrazów RTG, USG czy TK (odpowiednio: obrazowanie rentgenowskie, ultrasonografia, tomografia komputerowa).

Przykładowy podział sygnałów zaprezentowano na rysunku 3.18. Jest on hybrydą podziałów zaprezentowanych w opracowaniach [243, 244].

Analizy sygnałów EMG spotykane w literaturze obejmują niemal wszystkie znane metody. Wynika to po części z charakteru samego sygnału. Zgodnie z obecnie znaną wiedzą dotyczącą zasad powstawania sygnału EMG, prezentowaną w podrozdziale 3.1, można założyć, że jest to sygnał niezmiernie złożony. Z jednej strony zasada jego powstawania oraz charakter zmian potencjału MUAP mogą go ukierunkować w stronę sygnałów okresowych (ostatecznie są to powtarzane w czasie sekwencje potencjału czynnościowego prezentowane na rysunku 3.7). Podejście to zaburza jednak zróżnicowanie wspomnianego przebiegu czasowego MUAP zależnego od wielu czynników, jak np. zróżnicowanie pomiędzy jednostkami motorycznymi (różna liczba angażowanych włókien mięśniowych) czy własności osobnicze badanego organizmu (aktywacja różnych jednostek motorycznych podczas realizacji tego samego zadania). Co więcej, nawet w przypadku badań nad wykorzystaniem sygnału z tej samej jednostki motorycznej sygnał MUAP będzie każdorazowo niepowtarzalny, zależąc np. od możliwości badanego osobnika do regeneracji, od jego kondycji, zmęczenia oraz wielu innych niekontrolowanych podczas eksperymentów czynników. Co więcej, dla różnych faz skurczu mięśnia wzorce MUAP mogą być różne [245].



Rys. 3.18. Klasyfikacja sygnałów

Powyżej opisana sytuacja dotyczy analizy sygnału rejestrowanego z pojedynczej jednostki motorycznej, czyli przy wykorzystaniu technik igłowych. W przypadku metod powierzchniowych mamy do czynienia z sytuacją, gdzie rejestrowany sygnał jest wypadkową wielu jednostek motorycznych. Dlatego też można powiedzieć, że jest sumą pojedynczych sygnałów MUAP generowanych przez poszczególne jednostki motoryczne rozmieszczone na przestrzeni jednego lub wielu mięśni. Jest więc sumą przestrzenną pojedynczych sygnałów MUAP. To w znacznym stopniu komplikuje łatwą klasyfikację sygnału sEMG. Złożoność ta jednocześnie uzasadnia wielotorowe podejście do analizy sygnału sEMG, które w szczególności zależy od szukanej informacji i pytania diagnostycznego. Biorąc pod uwagę powyższe uwagi, można założyć, iż sygnał sEMG nie jest sygnałem deterministycznym. Wręcz zasadna wydaje się jego klasyfikacja do sygnałów niestacjonarnych. Potwierdza to wiele publikacji [231, 245, 246].

W przypadku analizy sygnału EMG pierwszym elementem jest jego filtracja. Czysty, niefiltrowany sygnał EMG jest przebiegiem bardzo rzadko spotykanym w literaturze. Wynika to m.in. z faktu, iż znajomość samego zjawiska generacji sygnału narzuca przedziały częstotliwości, w których jakakolwiek analiza ma uzasadnienie. Dodatkowo, szereg ośrodków badawczych bazuje na systemach pomiarowych z zaimplementowaną na stałe filtracją sprzętową narzuconą przez producenta. Uniemożliwia ona otrzymanie sygnału innego niż filtrowany. Na rysunku 3.19 przedstawiono przykładowe przebiegi czasowe sygnału sEMG zarejestrowanego bez filtracji oraz po przefiltrowaniu filtrem środkowoprzepustowym 20–500 Hz.



Rys. 3.19. Przebiegi czasowe sEMG: a) bez filtracji; b) filtracja 20-500 Hz

Jak wspomniano w podrozdziale 3.3, użyteczne pasmo sygnału EMG uzyskiwanego z użyciem elektrod igłowych to zakres 10–1500 Hz, natomiast w przypadku elektrod powierzchniowych to zakres 5–500 Hz [213]. W praktyce dolna częstotliwość to często wartość 10 Hz, a nawet 30 Hz [247, 248]. Tak więc filtracja jest pierwszym elementem, który w znaczący sposób wpływa na przebieg sygnału, a co za tym idzie, niewłaściwie dobrana może negatywnie wpłynąć na dalsze analizy i uzyskane wyniki. W większości przypadków filtracja realizowana jest w kilku etapach. Ponadto jak wspomniano wcześniej, w toku rejestracji oraz analiz sygnał EMG poddawany jest filtracji zarówno na drodze sprzętowej, jak i cyfrowej.

W literaturze związanej z badaniami nad wykorzystaniem sygnałów EMG można spotkać szereg estymatorów do reprezentacji sygnałów elektromiograficznych. W wielu pracach do reprezentacji realizowanej przez mięsień aktywności wykorzystuje się znormalizowany parametr MVC (ang. *maximum voluntary contraction*) [58, 249–252]. Zgodnie z definicją zaczerpniętą z publikacji [253], można przyjąć, iż MVC jest to maksymalna siła, którą człowiek może zrealizować w sprecyzowanym ćwiczeniu izometrycznym. Stopień aktywności badanego mięśnia odnosi się do wcześniej wyznaczonej wartości maksymalnej (czyli MVC) i w ten sposób uzyskuje się wyrażoną w procentach wartość. Bez większej wiedzy medycznej można więc przyjąć, że parametr ten zmienia swoją wartość w czasie (na przestrzeni dni, a nawet godzin). Już sama metodyka wyznaczenia wartości MVC dopuszcza, by był to np. uśredniony wynik pomiaru z trzech maksymalnych skurczy mięśnia. W tym przypadku poziom skurczu zawsze zależy od motywacji osoby badanej. Niemniej jednak jest on z sukcesami wykorzystywany m.in. do wyznaczania stopnia zaangażowania mięśnia w badaną czynność [58, 202, 250, 251]. Przykładowo w pracy [251] parametr MVC wykorzystano do badania momentu siły przy obciążeniu izometrycznym stopy. Posłużył on jako miara do porównania momentów sił osób badanych. Inne podejście zastosowano w publikacji [202]. Sprawdzono, jaki wpływ na dokładność estymacji siły m. trójgłowego ramienia (TB, *m. triceps brachii*) ma rozkład elektrod. W tym celu wykorzystano metodę statystyczną analiz głównych składowych PCA (ang. *principal component analysis*). Jako parametr do kontroli poziomu skurczu mięśnia podczas realizacji zadania wybrano MVC. Bezwymiarowy parametr MVC można potraktować także jako odpowiedni przy ocenie wysiłku np. w procesie rehabilitacji [249, 252].

Powyżej opisany parametr nie jest jedynym, lecz bardzo często wykorzystywanym estymatorem (szczególnie w przypadku zagadnień sportowych lub medycznych). Spośród wielu znanych z innych dziedzin estymatorów można spotkać takie, które zapożyczone z innych obszarów techniki znalazły zastosowanie również w analizie sygnałów EMG. W pracy [231] Nazmiego i in. w sposób przeglądowy zaprezentowali popularne estymatory wykorzystywane do reprezentacji sygnału lub jego opisu. Na tej podstawie w tabeli 3.1 zaprezentowano parametry wykorzystywane do reprezentacji cech sygnału EMG. Dokonano w niej podziału na trzy główne kategorie z uwagi na dziedzinę: czasu, częstotliwości oraz czasowo-częstotliwościową. Ze względu na nieścisłości mogące pojawić się w momencie tłumaczenia części nazw prezentowanych analiz postanowiono wszystkie pozostawić w oryginalnej angielskiej pisowni. Część z nich została wykorzystana w analizach prezentowanych w dalszej części pracy. Nie pokuszono się również o dokładniejsze ich omówienie, gdyż znacznie zwiększyłoby to objętość niniejszej monografii.

Dziedzina czasu				
Integrated EMG	Log detector			
Mean Absolute Value	Average amplitude change			
Modified mean absolute value	Difference absolute standard deviation value			
Root Mean Square	Mean absolute value slope			
Variance	Multiple hamming windows			
Waveform length	Multiple trapezoidal windows			
Zero crossing	Histogram of EMG			
Slope sign change	Auto-regressive coefficients			
Willison amplitude or Wilson amplitude	Cepstral coefficients			
Kurtosis	Standard deviation			
Skewness	Cepstral coefficients			
Moving Approximate Entropy	Sample entropy			
Fuzzy approximate entropy	Integral absolute value			
Simple square integral	Maximum amplitude			
v-Order	-			

Tabela 3.1

Znane estymatory wykorzystywane do reprezentacji sygnałów EMG [231]

Dziedzina częstotliwości				
Mean frequency	Signal-to-motion artifact ratio			
Median frequency	Signal-to-noise ratio			
Mean power frequency	Spectral moment			
Peak frequency	Energy			
Total power	Wavelet decomposition			
Frequency ratio	Wavelet decomposition difference			
Power spectrum ratio	Modified mean frequency			
The power spectrum deformation	Modified median frequencies			
Variance of central frequency	Short Time Fourier transform			
Dziedzina czasowo	o-częstotliwościowa			
Discrete Wavelet Transform				
Continous Wavelet Transform,				
Empirical Mode Decomposition,				
Wavelet Packet Transform				

Tabela 3.1 cd.

Naturalnie, poza bazowaniem na wykorzystaniu pojedynczych estymatorów do reprezentacji sygnału EMG, obecne metody obliczeniowe umożliwiają zastosowanie różnych technik potrafiących podejść do zagadnienia wielowymiarowo, inaczej mówiąc – bazujących jednocześnie na wielu estymatorach. Często spotykanymi narzędziami mogą być:

- sztuczne sieci neuronowe (ANN, ang. *artificial neural networks*) opierające się na zbiorze połączonych ze sobą jednostek, których każde wejście posiada skojarzoną wagę, natomiast wyjście połączone jest z kolejną jednostką;
- logika rozmyta (ang. *fuzzy logic*) opiera się na dopuszczeniu stanów pośrednich pomiędzy logicznymi stanami 0 lub 1, co w efekcie sprowadzić można do stopnia przynależności badanego stanu do jednego lub drugiego zbioru;
- maszyna wektorów nośnych / wspierających (SVM, ang. support vector machine) umożliwia dokonywanie klasyfikacji stanu obiektu za pomocą hiperpłaszczyzny rozdzielającej obszary wyników należące do dwóch odrębnych klas.

Tabela 3.2 zawiera przykładowe metody oparte na wyżej wymienionych narzędziach. Zostały one szczegółowo omówione w pracy poświęconej metodom klasyfikacji sygnałów EMG [254]. Podobnie jak wcześniej, przedstawione nazwy pozostawiono w języku angielskim w celu uniknięcia ewentualnych pomyłek w tłumaczeniu.

#### Tabela 3.2

Metody analizy sygnałów EMG [254]

Sztuczne sieci neuronowe (ANN)
Self-organizing feature map (SOFM)
Integration of parametric pattern recognition algorithm (PPR) and artificial neural network (ANN)
SOFM and learning vector quantization (LVQ)
Modular ANN
SOFM, LVQ and statistical methods based on Euclidean distance

Tabela 3.2 cd.
Sztuczne sieci neuronowe (ANN)
Continuous wavelet transform (CWT) and a multi-channel ANN
Multi-layer perceptron (MLP)
Wavelet-based neural network (WNN)
Radial basis networks (RBN) and decision trees
SOFM and LVQ
Principal component analysis (PCA) and probabilistic neural network (PNN)
Logika rozmyta
Fuzzy logic
Adaptive fuzzy k-NN classifier (AFNNC)
Hybrydy metod ANN
Combined ANN and genetics-based machine learning (GBML) models
Fuzzy integral of multiple ANN
Neuro-fuzzy system (NFS)
Maszyny wektorów nośnych (SVM)
Support vector machine (SVM) with one against one training algorithm
SVM
Multiclass SVM
Binary SVM
Fuzzy support vector machine (FSVM)
SVM
SVM with wavelet technique for feature extraction
FSVM classifier combined with statistical features extracted from discrete wave transform (DWT)
Hybridization of the particle swarm optimization (PSO) and SVM
Inne
Principle component analysis and multivariate discriminant algorithm
Bayesian aggregation
Decision tree

Istnieją również prace poruszające zagadnienia porównania dokładności stosowania niektórych z prezentowanych metod. Jednak ze względu na złożoność badanych zjawisk wyniki dotyczą konkretnych zastosowań [169].

Powyższe wielowymiarowe spojrzenie na analizę sygnałów otwiera nowe możliwości analizy. Wydaje się, że właśnie ta droga jest najlepszym rozwiązaniem dla reprezentacji sygnałów tak złożonych jak sygnały elektromiograficzne.

# 4. Instrumentalizacja pomiarowa

Poprawne przeprowadzenie badań nad wyznaczeniem funkcji przejścia pomiedzy sygnałami sEMG a siłą zacisku wymagały instrumentarium pomiarowego umożliwiającego pomiar zarówno sygnałów sEMG, jak i siły zacisku. Dodatkowo z założenia opracowywany system miał bazować na nietypowych rozwiazaniach algorytmicznych, co w efekcie wykluczało standardowo wykorzystywane biblioteki funkcji urzadzeń komercyjnych. Wprawdzie ich cześć sprzetowa, jak układy kondycjonujące (wzmacniacze, filtry) oraz przetworniki analogowo-cyfrowe, mogłaby zostać wykorzystana, jednak założono, że system pomiarowy cześci sprzetowej powinien być maksymalnie elastyczny, umożliwiając dobór i zmiane takich parametrów, jak: częstotliwość próbkowania, zakresy pracy przetwornika A/C, rozdzielczość bitową przetwornika. W rezultacie powinien on dostarczać czasowy przebieg sygnału sEMG o dowolnych zadanych parametrach. Niestety, w standardowych ofertach firm specjalizujących sie w produkcji tego typu układów znajduja się wyłacznie systemy zamkniete uniemożliwiające spełnienie tych wymagań. W zwiazku z powyższym opracowano własny układ pomiarowy. Dołożono wszelkich starań by spełniał on wcześniej wspomniane kryteria stawiane układom kondycjonowania (zagadnienie poruszono w podrozdziale 3.3), a dzięki użyciu kart pomiarowych National Instruments oraz oprogramowaniu LabVIEW zadbano o wierne odwzorowanie mierzonych sygnałów.

Na rysunku 4.1 przedstawiono schemat blokowy układu pomiarowego. W większości eksperymentów wykorzystano wyłącznie część odpowiedzialną za pomiar sygnałów sEMG oraz siły. W dalszej części omówiono dokładnie każdy z elementów układu pomiarowego.



Rys. 4.1. Schemat blokowy układu pomiarowego

W pomiarach sygnałów sEMG wykorzystano kartę pomiarową National Instruments NI USB 6212. Z kolei karta NI USB 9233 dzięki wbudowanemu zasilaniu ICP umożliwiała pomiar drgań z użyciem piezoelektrycznego przetwornika przyspieszeń PCB 365A022. Ważniejsze parametry pomiarowe powyższych kart prezentuje tabela 4.1.

Nazwa karty	NI USB 6212	NI USB 9233
Liczba analogowych kanałów wejściowych (AI)	8	4
Liczba analogowych kanałów wyjściowych (AO)	2	0
Zakresy pomiarowe, V	$\pm 0,2;\pm 1;\pm 5;\pm 10$	±5
Rozdzielczość, bit	16	24
Zasilanie ICP	nie	tak
Maksymalna częstotliwość próbkowania, kHz	400	50

# Tabela 4.1 Ważniejsze parametry kart pomiarowych

Podczas badań jeden z kanałów wyjściowych karty NI USB 6212 był wykorzystywany do generowania sygnału dla wzbudnika drgań. Wygenerowany sygnał (sinusoidalny) po wzmocnieniu zasilał wzbudnik VEB RTF Messelektronik "Otto Schön" Dresden Typ 11076. O ile przy wykorzystaniu elektromiografii powierzchniowej częstotliwość próbkowania powyżej 1 kHz teoretycznie wydaje się wystarczająca, to w celu lepszego odwzorowania sygnału wykorzystywano próbkowanie z częstotliwością 10 kHz.

## 4.1. Kondycjonowanie sygnału sEMG

Wykorzystanie tzw. profesjonalnych / komercyjnych układów kondycjonowania sygnału sEMG wydaje się najlepszym rozwiązaniem. Niestety, wiąże się ze znacznymi kosztami aparatury (rzędu kilkunastu tysięcy złotych i więcej). Dlatego coraz większą popularność zyskują komercyjne rozwiązania niskobudżetowe (MyoWare Muscle Sensor [255], Muscle Sensor v3 [256]). Nie zawierają one wprawdzie karty pomiarowej z przetwornikiem A/C ani jednostki PC z oprogramowaniem rejestrującym, lecz mogą w znaczący sposób przyczynić się do obniżenia kosztów układu pomiarowego. W badaniach literaturowych spotkano również publikacje, które wykorzystywały układy oparte na jednym układzie wzmacniacza oraz przetwornik komputerowej karty muzycznej [257]. Rejestracja odbywała się z wykorzystaniem oprogramowania Audacity. Należy jednak takie rozwiązanie zaliczyć do rzadkości i traktować jako ciekawostkę.

W wielu pracach można doszukać się propozycji własnych układów kondycjonujących spełniających lub będących bardzo blisko spełnienia kryteriów opisanych w podrozdziale 3.3 [200, 227, 228, 257–263]. Dzięki temu badacz otrzymuje w pełni elastyczny system dostosowany do jego potrzeb. Tak więc nie jest to sytuacja odosobniona.

Można przyjąć, że standardowo schemat połączeń elektrod dla elektromiografii wygląda jak na rysunku 4.2. Wykorzystuje on dwie elektrody sygnałowe połączone ze wzmacniaczem

oraz jedną elektrodę referencyjną. Elektroda referencyjna w głównej mierze odpowiada za eliminację zakłóceń (po jej odpięciu bardzo dobrze widoczny jest artefakt linii zasilającej).



Rys. 4.2. Ideowy schemat podłączania elektrod do pomiaru sEMG [17]

Podczas opracowywania własnego układu kondycjonującego przetestowano wiele rozwiązań. Rozpoczęto od układu opartego na wzmacniaczach TL074. Sygnały w pierwszej kolejności trafiały na wtórnik napięciowy (w celu zwiększenia impedancji wejściowej układu), a następnie na wzmacniacz pracujący w układzie różnicowym. Podczas pierwszych prób napięciowy zakres pracy wzmacniacza dobrano z zapasem, dzięki czemu zdecydowano się na rezygnację z filtracji sprzętowej. Umożliwiło to rejestrację "czystego" sygnału sEMG (takiej możliwości nie dają rozwiązania komercyjne). Następnie układ wzbogacono o filtrację górno- i dolnoprzepustową (pasywną). Kolejne modyfikacje to zmiana układu wzmacniającego z TL074 na INA128 oraz zastąpienie filtracji pasywnej filtracją aktywną. Ostatnim elementem końcowej wersji układu było wykorzystanie elementów aktywnych w obwodzie elektrody referencyjnej. Blokowy schemat kondycjonowania sygnałów sEMG zaprezentowano na rysunku 4.3.



Rys. 4.3. Schemat blokowy układu kondycjonującego (wersja końcowa)

#### Wzmocnienie sygnału

Obecnie w standardowych rozwiązaniach wzmocnienie sygnału uzyskiwane jest przez zastosowanie wzmacniaczy operacyjnych. Obecna oferta pozwala dobrać wzmacniacze w zależności od parametru, który jest dla nas najważniejszy. Może być nim niski pobór prądu, niskie szumy własne, szybkość reakcji na zmianę sygnału wejściowego czy szeroki zakres napięcia zasilającego [264]. To właśnie od jego prawidłowego doboru zależy jakość rejestrowanego sygnału. Wzmacniacze operacyjne mogą pracować w kilku układach: odwracającym, nieodwracającym oraz różnicowym. W przypadku sygnałów sEMG najpopularniejszym rozwiązaniem jest praca w układzie różnicowym (sygnał na wyjściu jest zależny od różnicy sygnałów na wejściu wzmacniacza). Takie podejście umożliwia kompensację części artefaktów, co nie oznacza, że nie można wykorzystać innego układu połączeń wzmacniacza, jak np. układ podwójnie różnicowy (ang. *double differentia amplifier*) [226].

Jednym z krytycznych parametrów doboru wzmacniacza jest uzyskanie współczynnika CMRR w zakresie rekomendowanych wartości (> 95 dB). Uzyskanie go na tym poziomie z wykorzystaniem bardzo tanich (około 3 zł<sup>15</sup>) i popularnych wzmacniaczy operacyjnych jak TL074 czy TL084 w praktyce okazuje się niemożliwe, pomimo deklarowanych w specyfikacji parametrów CMMR ~100 dB<sup>16</sup> [265]. Dlatego też w większości publikacji spotyka się rozwiązania bazujące na wykorzystaniu pomiarowych precyzyjnych wzmacniaczy serii INA (np. INA128) [234, 259, 266] czy AD620 [227, 258, 260, 262]. Ich współczynnik CMRR spełnia kryteria SENIAM (> 95 dB) [267, 268]. Kolejną zaletą są bardzo duże wartości impedancji wejściowej (rząd 10<sup>10</sup>  $\Omega$ ). Są to układy droższe od TL074, jednak koszt rzędu 40 zł<sup>17</sup> nadal wydaje się dość niski. Układ TL074 wykorzystano w drugim stopniu wzmocnienia, gdzie współczynnik CMRR nie odgrywa już istotnej roli.

#### Filtracja

Jak wspomniano powyżej, w pierwszych wersjach układu wykorzystano filtrację pasywną (tzw. pierwszego rzędu). Filtry te cechuje niewielkie nachylenie charakterystyki w obszarze przejściowym (rys. 4.4). Dlatego zdecydowano się na wykorzystanie filtru wyższego rzędu o większym nachyleniu charakterystyki.

Wybrano topologię filtru aktywnego Sallena–Keya (drugiego rzędu) o jednostkowym wzmocnieniu. Jego schemat ideowy dla implementacji górnoprzepustowej i dolnoprzepustowej przestawiono na rysunku 4.5. W technicznej realizacji filtrów wykorzystano układ TL074.

Wartości rezystorów oraz kondensatorów dobierano tak, by uzyskać wartość najbliższą żądanej. W przypadku doboru elementów filtru (zarówno górno-, jak i dolnoprzepustowego) bazowano na zależności:

$$f(c) = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 C_1 R_2 C_2}}$$
[Hz] (4.1)

<sup>&</sup>lt;sup>15</sup> Cena polskiego sklepu internetowego (wrzesień 2018).

<sup>&</sup>lt;sup>16</sup> 100 dB to wartość tzw. typowa z zastrzeżeniem, że minimalne CMRR to 70 dB.

<sup>&</sup>lt;sup>17</sup> Cena polskiego sklepu internetowego (wrzesień 2018).

W celu poprawnego wykorzystania wzorów wartości rezystancji należy podać w omach ( $\Omega$ ), a pojemność w faradach (F).



Rys. 4.4. Rząd filtru a nachylenie charakterystyki w obszarze przejściowym



Rys. 4.5. Topologia filtru Sallena-Keya: a) górnoprzepustowy; b) dolnoprzepustowy

#### Elektroda referencyjna

Ostatnim elementem układu było dobranie sposobu doprowadzenia potencjału do elektrody referencyjnej. Można spotkać kilka rozwiązań, z których najprostsze opiera się na podaniu potencjału równego sygnałowi referencyjnemu układu [258]. Jednak o wiele częściej są to układy zawierające element aktywny. Tu można spotkać kilka rozwiązań. Zastosowano rozwiązanie bazujące na podaniu na elektrodę referencyjną wzmocnionego

sygnału z ekranu przewodu doprowadzającego sygnały sEMG oraz środkowego potencjału występującego pomiędzy nimi. W tym celu wykorzystano wzmacniacze operacyjne z układu TL082 [269].

## Implementacja

Schemat elektryczny ostatecznej wersji układu kondycjonującego zaprezentowano na rysunku 4.6. Kolorami odpowiadającymi tym, jakie przyjęto na wcześniejszym schemacie blokowym (rys. 4.3), oznaczono odpowiednie bloki funkcyjne. Schemat został wykonany z użyciem oprogramowania Autodesk Eagle przeznaczonego do projektowania obwodów elektronicznych i płytek PCB (ang. *printed circuit board*).



Rys. 4.6. Układ kondycjonujący dla sygnału sEMG

Układ wykonano w technologii dwuwarstwowej. Jego fizyczna implementacja dla wersji jednokanałowej została przedstawiona na rysunku 4.7. Ponadto wykonano wersję dwu- i trzykanałową, dzięki czemu zyskano możliwość wielokanałowego pomiaru sygnałów sEMG.



Rys. 4.7. Realizacja kondycjonera sEMG (1 kanał)

Wartości elementów elektronicznych dobrano zgodnie z równaniem (4.1):

- dla filtru dolnoprzepustowego  $R_1 = R_2 = 10 \text{ k}\Omega$ ,  $C_1 = C_2 = 10 \text{ nF}$ , projektowana częstotliwość odcięcia 1591 Hz,
- dla filtru dolnoprzepustowego  $R_1=R_2=390~{\rm k}\Omega,~C_1=C_2=100~{\rm nF},$ projektowana częstotliwość odcięcia 4 Hz,
- pierwszy stopnień wzmocnienia (INA128) 12-krotne wzmocnienie,
- drugi stopień wzmocnienia (TL074) 100-krotne wzmocnienie.

Zarówno wzmocnienie, jak i częstotliwości filtrów w rzeczywistości oscylowały wokół wartości projektowych z uwagi na zastosowanie elementów, których tolerancja wartości znamionowych wynosiła  $\pm 5\%$ . Filtracje dobrano z pewnym zapasem częstotliwości, gdyż podczas analiz sygnał sEMG był dodatkowo filtrowany z użyciem filtrów cyfrowych Butterwortha o częstotliwościach 10–500 Hz. Układ zasilono napięciem symetrycznym, którego źródłem były dwie baterie 9 V (typ 6F22).



Rys. 4.8. Charakterystyki wzmacniacza sEMG

Na rysunku 4.8 zaprezentowano charakterystyki dla jednego z kanałów wzmacniacza sEMG. Kolorem niebieskim zaznaczono pasmo przenoszenia wyznaczone na drodze pomiarów, zawierające się w zakresach 6,6–975,1 Hz. Współczynnik CMRR dla pasma przenoszenia wyniósł średnio 100,2 dB, przy czym uzyskał wartość minimalną 91,6 dB dla częstotliwości 894,8 Hz.

Do określenia niepewności wzmocnienia wykorzystano estymator odchylenia standardowego dla pojedynczego wyznaczenia wzmocnienia [270]. Niepewność *u* wzmocnienia wyniosła 1,66, stanowiąc 0,15% wartości wzmocnienia. Tak więc wzmocnienie w paśmie przenoszenia dla prezentowanego kanału w wartościach liniowych wyniosło 1130,33 ( $\pm$ 1,66). Zniekształcenia THD w paśmie przenoszenia nie przekroczyły wartości 0,03%<sup>18</sup>. Analogicznie wyznaczone parametry dla pozostałych kanałów wzmacniacza przyjmowały zbliżone wartości.

## 4.2. Pomiar siły zacisku

Zagadnienia związane z pomiarem siły zacisku zostały szerzej omówione w podrozdziale 2.3. Na potrzeby realizacji badań skonstruowano własną rękojeść w wersji opartej na belce tensometrycznej.

W procesie projektowania zdecydowano się na wykorzystanie przetwornika siły w postaci belki tensometrycznej, natomiast rękojeść została wykonana z użyciem wydruku 3D. Do wydruku elementów wykorzystano drukarkę drukującą w technologii FDM (ang. *fused deposition modeling*) polegającej na drukowaniu termoplastycznymi tworzywami sztucznymi nakładanymi przez dyszę na stół roboczy warstwa po warstwie. Opracowano również układ elektroniczny w celu kondycjonowania sygnału z przetwornika siły do zakresu napięciowego karty pomiarowej.

#### Rękojeść

W pierwszych wersjach projektu rękojeści jako przetwornik siły wykorzystano belkę tensometryczną NA1 (wymiary  $30 \times 22 \times 130$  mm). Uznano jednak, że jest ona zbyt duża i uniemożliwia pomiar osobom z małymi dłońmi. Dlatego zdecydowano się na belkę o mniejszych wymiarach. Finalnie układ oparto na belce NA27 [271]. Jej ważniejsze parametry techniczne to: wymiary  $12,7 \times 12,7 \times 80$  mm, rekomendowane zasilanie 5–12 V, napięcie wyjściowe  $1,0 \pm 0,15$  mV/V, obciążenie nominalne 20 kg, bezpieczne przeciążenie 30 kg, maksymalne obciążenie 40 kg.

W trakcie prac testowano różne rozwiązania mające na celu odchudzenie okładzin rekojeści z jednoczesnym zachowaniem własności wytrzymałościowych. W tego typu pracach głównym problemem okazuje się dobór parametrów materiału, z którego wykonywany jest wydruk. W przypadku materiałów do wydruków 3D producent przeważnie nie udostępnia pełnej specyfikacji materiału. Istotniejsze jednak jest to, iż wiele prac wskazuje na silny wpływ zarówno parametrów procesu wydruku (np. temperatura, grubość warstwy), jak i sposobów wydruku (dobór kierunku rozkładu warstw) [272, 273]. W zwiazku z powyższym trudno oczekiwać zbieżności obliczeń modelowych z późniejsza rzeczywista realizacja wydruku. Niemniej jednak wykorzystano symulacyjne metody obliczeniowe (metody elementów skończonych) w celu doboru na drodze numerycznej najkorzystniejszego rozwiązania (wypełnienia okładzin rękojeści) [274, 275]. Podczas symulacji belka została utwierdzona na całej powierzchni dolnej, odbierając jej wszystkie stopnie swobody (krawędź powierzchni wskazuje zielona strzałka na rysunku 4.9). Obciażenie zostało przyłożone jako siła skupiona na linii zaznaczonej żółtymi strzałkami. Linia znajduje się w odległości 0,5 cm od końca belki, a siła skierowana jest pionowo w dół. Dla symulacji przemieszczenia projektowanej rękojeści pod wpływem obciążenia masa 8 kg (78,5 N) przyłożonego na jej końcu uzyskano przemieszczenie maksymalne 0,5 mm.

<sup>&</sup>lt;sup>18</sup> Wszystkie prezentowane w dalszej części analizy wykorzystywały dodatkową filtrację cyfrową 10–500 Hz, dla której THD nie przekraczało 0,017%.



Rys. 4.9. Symulacja odkształcenia rękojeści

Najlepszym rozwiązaniem okazało się 100% wypełnienie elementu rękojeści. Na rysunku 4.10 przedstawiono końcową wersję rękojeści wraz z przekrojem oraz realizacją.



Rys. 4.10. Rękojeść (wersja finalna)

Powyższa rękojeść była wykorzystywana w większości badań. Na potrzeby eksperymentów z udziałem drgań opracowano dodatkowe elementy umożliwiające mocowanie rękojeści do wzbudnika drgań. Przy ich projektowaniu wykorzystano wcześniej opracowany kształt okładzin rękojeści (rys. 4.11).



Rys. 4.11. Okładziny rękojeści wraz z adapterami

Wykorzystywany w badaniach wzbudnik miał możliwość generowania drgań wyłącznie w jednym kierunku (osi). Dlatego opracowano trzy typy rękojeści, dzięki czemu możliwe było zbadanie wpływu drgań na sygnał sEMG podczas zacisku ręki na rękojeści dla wszystkich przewidywanych przez normę kierunków drgań. Zaprojektowane rękojeści przedstawiono na rysunku 4.11. Oznaczenia X, Y, Z odpowiadają zgodnym z wytycznymi normy [4] kierunkom działania drgań na kończynę górną. Cały zaprojektowany układ przedstawiono na rysunku 4.12. Poza okładzinami rękojeści kolorem żółtym oznaczono belkę tensometryczną, natomiast kolorem fioletowym adapter w postaci krążka umożliwiający mocowanie rękojeści do wzbudnika.



Rys. 4.12. Układ rękojeści do pomiaru wpływu drgań na sygnały EMG

#### Wzmacniacz sygnału siły

Napięcie zasilania belek tensometrycznych jest ściśle powiązane z poziomami sygnału na wyjściu przetwornika. Zgodnie z prezentowanymi powyżej danymi technicznymi belka tensometryczna NA27 ma czułość rzędu 1 mV/V. Oznacza to, że przy maksymalnym zalecanym napięciu zasilania (12 V) dla obciążenia belki masą 20 kg na wyjściu przetwornika powinno pojawić się napięcie 12 mV. Jest to niewielka wartość, zważywszy na fakt, iż wykorzystane w pomiarach przetworniki A/C pracowały w zakresach ± 10 V. Dlatego też w celu wykorzystania dynamiki przetwornika A/C konieczne było wzmocnienie sygnału. Przewidywano, że szybkość zmian zacisku podczas badań nie powinna być większa niż kilka herców. Dlatego w celu ochrony sygnału przed artefaktami wynikającymi z zakłóceń zewnętrznych, objawiających się występowaniem wyższych częstotliwości w sygnale, wykorzystano filtr dolnoprzepustowy (pasywny). Schemat blokowy toru sygnałowego dla przetwornika siły przedstawiono na rysunku 4.13.

W przypadku badań z wykorzystaniem tensometrów pracujących w układzie mostkowym niezmiernie istotnym elementem jest stabilność zasilania. Źródło o zmiennym napięciu spowoduje zmiany napięcia na wyjściu przetwornika, co uniemożliwi poprawną interpretację wyników. W celu eliminacji tego zjawiska wykorzystano stabilizator napięcia. Pierwotnie wykorzystano stabilizator typu LM78L05 dający na wyjściu stabilne napięcie 5 V. Pomiary stabilności napięcia na wyjściu stabilizatora potwierdziły słuszność zastosowanego rozwiązania. Dla kilkudziesięciominutowych pomiarów przy wartości średniej napięcia 5,02 V odchylenie standardowe wyniosło 1 mV (stanowiąc 0,2% napięcia zasilania), a procentowy współczynnik zmienności wyniósł jedynie 0,002%. Uznano, że tak niewielkie zmiany napięcia zasilania nie powinny mieć zauważalnego wpływu na wyniki. Dodatkowo, w celu eliminacji zakłóceń zewnętrznych korzystne jest to, by napięcie zasilania było jak najwyższe. Dlatego w końcowej wersji wzmacniacza wykorzystano stabilizator LM78L12 stabilizujący napięcie na poziomie 12 V.



Rys. 4.13. Tor sygnału z przetwornika siły

Schemat elektroniczny ostatecznej wersji układu kondycjonującego zaprezentowano na rysunku 4.14. Kolorami odpowiadającymi tym, jakie przyjęto na wcześniejszym schemacie blokowym (rys. 4.13), oznaczono odpowiednie bloki funkcyjne. Podobnie jak wcześniej schemat został wykonany z użyciem oprogramowania Autodesk Eagle.



Rys. 4.14. Schemat elektroniczny układu kondycjonującego sygnał siły

Wzmocnienie sygnału ze względu na bardzo dobre parametry metrologiczne oraz łatwość implementacji oparto na układzie INA128. Wartości elementów elektronicznych układu to:

- dla filtru dolnoprzepustowego  $R_1 = 1 \text{ k}\Omega$ ,  $C_1 = 22 \mu\text{F}$ , projektowana częstotliwość odcięcia 7,2 Hz,
- wzmocnienie (INA128) około 150-krotne.

Również w tym przypadku tak wzmocnienie, jak i częstotliwości filtrów w rzeczywistości oscylowały wokół wartości projektowych z uwagi na zastosowanie elementów o tolerancji  $\pm 5\%$  wartości znamionowych.

Układ wykonano w technologii dwuwarstwowej. Jego fizyczna implementacja dla wersji jednokanałowej została przedstawiona na rysunku 4.15.



Rys. 4.15. Realizacja kondycjonera sygnału siły

Wykorzystanie przetwornika siły opartego na mostku tensometrycznym wiaże sie z silnym wpływem temperatury na sygnał wyjściowy przetwornika. Efekt ten można ograniczyć poprzez wykonywanie pomiarów w warunkach stabilnych (np. laboratorium). Jednak w momencie uruchomienia urządzenia prad przepływający przez układ mostka tensometrycznego nieznacznie podnosi jego temperature (po upływie pewnego czasu temperatura ta się stabilizuje). W związku z powyższym zbadano zmiany wskazywanych wartości siły zaraz po jego uruchomieniu. Dzieki temu wyznaczono czas niezbedny do jego ustabilizowania. Od momentu włączenia zasilania przez 60 minut rejestrowano sygnał dla przetwornika bez obciążania go. Wyniki zmian sygnału z przetwornika wyskalowane w niutonach zaprezentowano na rysunku 4.16. W ciągu 60 minut sygnał zmienił wartość o 0,4 N, z czego 0,2 N to zmiana w ciagu pierwszych 8,5 minuty, natomiast od 21 minuty sygnał zmienił się o 0,1 N. Tak więc zalecane jest włączenie układu na co najmniej 10 minut przed realizacją pomiarów, gdyż już po 10 minucie od włączenia tempo zmian to 0,007 N/min i mniej. Ze względu na niepewność estymacji sygnału sEMG niestabilność pomiaru siły zacisku podczas kalibracji układu na powyższym poziomie jest nieistotna (co zostanie wykazane w dalszej części pracy). Niemniej jednak powyższe zmiany w czasie można niwelować poprzez okresowe tarowanie sygnału, np. pomiędzy poszczególnymi pomiarami (co przewidziano w programie do rejestracji).

Wyznaczono parametry regresji liniowej (ax + b) określającej zależność zmian pomiędzy obciążeniem a sygnałem napięciowym przetwornika. Na podstawie kilkudziesięciu pomiarów rejestrowanych w okresie kilku dni dla trzech obciążeń (0,000 kg; 0,384 kg; 2,358 kg) wyznaczano współczynniki *a* i *b*. Dla wszystkich wyznaczonych równań regresji parametr  $R^2$  wynosił nie mniej niż 0,9999996, świadcząc o liniowej zależności pomiędzy obciążeniem a sygnałem napięciowym. Do określenia niepewności wyznaczania współczynnika kierunkowego *a* wykorzystano estymator odchylenia standardowego dla pojedynczego wyznaczenia współczynnika kierunkowego *a* [270]. Niepewność współczynnika *a* wyniosła u(a) = 0,008. Przy wartości średniej współczynnika *a* równego 9,704 stanowi ona 0,08% jego wartości. Założono, że badania będą prowadzone w zakresie sił 25–100 N, dlatego też maksymalny błąd pomiaru siły wynikający z niepewności współczynnika kierunkowego *a* dla siły 100 N może przyjąć wartość 0,08 N (100 N·0,08%). Współczynnika *b* w określaniu niepewności pomiaru nie uwzględniano, ze względu na implementację w oprogramowaniu zarządzającym pomiarami operacji tarowania.



Rys. 4.16. Zmiany napięcia po włączeniu zasilania

Można więc uznać, że niepewność pomiarowa wynikająca z niepewności wyznaczenia współczynnika kierunkowego *a* jest nieznacząca, szczególnie mając na uwadze zarówno charakter zmian sygnałów sEMG, jak i praktyczny brak możliwości utrzymania siły przez osoby badane z tak wysoką precyzją.

## 4.3. Rozwiązanie modułowe

W podrozdziałach 4.1 oraz 4.2 zaprezentowano dwa układy odpowiedzialne odpowiednio za kondycjonowanie sygnałów EMG oraz sygnałów z przetwornika siły. Stanowią one moduły, które do poprawnej pracy wymagały zasilania. Również ono zostało opracowane w postaci modułu. Poglądowe zdjęcie układu zostało zaprezentowane na rysunku 4.17. Zasilanie realizowano z wykorzystaniem dwóch baterii 9 V (typ 6F22) połączonych szeregowo, dzięki czemu uzyskano stabilny poziom +9 V, –9 V oraz pozom 0 V zwany masą, a oznaczony na prezentowanych schematach elektrycznych jako AGND.



Rys. 4.17. Moduły układu akwizycji sygnałów sEMG oraz siły

Prezentowanie podejście w połączeniu z wielokanałową kartą pomiarową w sposób elastyczny pozwala budować układ o niemal dowolnej liczbie zarówno kanałów rejestrujących sygnały sEMG, jak i sił zacisku.

## 4.4. Oprogramowanie

Problematyka wyznaczenia siły zacisku na bazie sygnałów wymagała opracowania dedykowanego instrumentarium pomiarowego. Część sprzętowa w postaci opracowanych układów kondycjonujących oraz projektu rękojeści niezbędnej do zbadania omawianego zjawiska została omówiona we wcześniejszych podrozdziałach. Istniała również potrzeba wykorzystania oprogramowania, które umożliwiło zarówno poprawną realizację pomiarów, jak i ich późniejszą analizę. Opracowane oprogramowanie można podzielić na dwa główne moduły: akwizycję oraz analizę. Całość oprogramowania powstała w środowisku LabVIEW (finalnie w wersji 2016).

Oprogramowanie budowano z użyciem struktury wielowątkowej oraz komunikacji opartej na tzw. kolejkach (funkcja *Queued Message Handler*). Implementacja wielowątkowości sprowadzona została do wyboru odpowiedniej struktury – w tym przypadku były to pętle oraz maszyny stanu. W odniesieniu do pętli część oparto na funkcji *Timed Loop*. Jej konfiguracja umożliwia zdefiniowanie m.in.: priorytetu wykonywania pętli, krytycznego czasu jej wykonania czy liczby zaangażowanych procesorów (a nawet przypisanie konkretnego procesora do wybranej pętli). Jak wyżej wspomniano, do komunikacji pomiędzy wątkami wykorzystano narzędzie kolejkowania danych. Główna zaleta takiego rozwiązania to brak możliwości utraty danych podczas analiz. Dzięki wykorzystaniu tzw. kolejek (*queue*) przesyłana zmienna do momentu jej odbioru zostaje przechowywana w kolejce (alokując pamięć). Dopiero polecenie odebrania danych z kolejki usuwa je z niej (zwalnia pamięć). Poza zaletą gromadzenia danych, co istotne, utrzymuje dane w kolejności ich kolekcjonowania, bez możliwości ich utraty np. poprzez nadpisanie<sup>19</sup>.

Reasumując, dzięki odpowiedniej implementacji powyższego podejścia można zminimalizować możliwość utraty danych lub niepoprawne działanie systemu pomiarowego.

#### Akwizycja

Oprogramowaniu do rejestracji przebiegu eksperymentu postawiono wiele kryteriów, które zapewniały jego poprawną realizację, częściowo automatyzowały proces pomiarowy, jak również ułatwiały przyszłą analizę danych. Całość oparto na pięciu wątkach:

- obsługa użytkownika odpowiedzialny za wysyłanie informacji o pojawieniu się zdarzenia ze strony użytkownika (np. wybranie klawisza START zdarzenie "start pomiaru"),
- wątek zarządzający główny wątek, którego zadaniem jest pośredniczenie w komunikacji pomiędzy innymi wątkami, dzięki czemu ma kontrolę nad poszczególnymi procesami realizowanymi przez program,
- 3) wątek akwizycji odpowiada za komunikację z kartą pomiarową,
- 4) wątek zapisu danych odpowiada za zapis danych do pliku,
- 5) wątek analiz / wyświetlania danych odpowiada za wyświetlanie przebiegów czasowych oraz wizualizację siły zacisku w celu jej łatwiejszego utrzymania (tzw. biofeedback).

<sup>&</sup>lt;sup>19</sup> Utrata danych może być skutkiem tzw. przepełnienia w przypadku przekroczenia dopuszczalnej wartości elementów w kolejce lub krytycznego zatrzymania programu.

Komunikacja pomiędzy powyższymi wątkami odbywała się z wykorzystaniem kolejek. Schemat przepływu danych przedstawiono na rysunku 4.18. W celu zapewnienia odpowiednej pracy część wątków pracowała na wyższym priorytecie (na rysunku 4.18 oznaczone kolorem niebieskim). Były to wątki akwizycji oraz analizy / wyświetlania.



Rys. 4.18. Program do akwizycji - komunikacja pomiędzy wątkami

Najwyższy priorytet dla akwizycji zapewniał ciągłe zbieranie danych bez względu na obciążenie procesora<sup>20</sup>. W przypadku braku możliwości odbioru danych były one kolekcjonowane w kolejce do momentu zwolnienia procesora i realizacji kolejnych zadań. Drugą w hierarchii pętlą o narzuconym priorytecie była pętla analizy / wyświetlania. Jej wyższy priorytet zapewniał przetwarzanie sygnału i wyświetlanie w odpowiednio szybkim czasie (niezbędnym do poprawnego przeprowadzenia eksperymentu). Najniższym priorytetem wykonania charakteryzował się wątek zapisu danych, gdyż opóźnienie w tym elemencie nie wpływało istotnie na eksperyment, a jedynie mogło doprowadzić do zebrania danych w kolejce oraz zapisu np. po zatrzymaniu pomiaru. Użytkownik w każdej chwili mógł zatrzymać proces pomiarowy lub działanie programu dzięki nadaniu informacji zatrzymania priorytetu wykonania (wykorzystanie funkcji *Enqueue Element At Opposite End*).

Główne okno programu do zarządzania pomiarami oraz rejestracji przedstawia rysunek 4.19. Okno podzielono na cztery obszary. Obszar A to przełączniki umożliwiające m.in. włączenie / wyłączenie podglądu konkretnych wykresów. Obszar B to trzy skalowane w zależności od rozdzielczości monitora wykresy. Górny wykres umożliwia podglad sygnału przeskalowanego lub bezpośredniego z karty pomiarowej (czesto stosowana praktyka, gdyż dla doświadczonego badacza już przebieg czasowy może nieść wstepna informacje o poprawności analizowanego sygnału). Środkowy wykres przedstawia wartość rms sygnału sEMG (kolor czerwony) oraz przebieg siły zacisku pochodzący z przetwornika siły (kolor niebieski) z oknem czasowym 100 ms. Dolny wykres przedstawia wynik transformaty Fouriera sygnału sEMG. Jego podgląd w czasie rzeczywistym umożliwia natychmiastową identyfikację zakłóceń np. w postaci artefaktu linii zasilającej 50 Hz (ponadto bardzo dobrze prezentuje aktywność mięśnia podczas zacisku). Obszar C to najistotniejszy element podczas eksperymentu pomiarowego. Umożliwia kontrolę czasu zacisku (grip time), czasu odpoczynku pomiędzy zaciskami (rest time), numer oraz liczbę pomiarów (forces no.), a przede wszystkim realizowaną siłę zacisku (Force). Powiększona część wskaźnika siły zacisku (Force) w postaci wykresu (Zoom) umożliwiała precyzyjne utrzymanie zadanej siły zacisku (powiększony obszar to  $\pm 5\%$ 

<sup>&</sup>lt;sup>20</sup> Pomijając nadrzędne zadania systemu operacyjnego.

zadanej wartości siły zacisku). Podczas pomiaru algorytm kontrolował, czy badana siła mieści się w wyznaczonych granicach. Obszar D to zestaw przycisków umożliwiających uruchomienie / zatrzymanie pomiaru, konfigurację, włączenie nagrywania, zamknięcie programu.



Rys. 4.19. Okno programu do akwizycji. Objaśnienia w tekście

tings				23	💽 Settings	
experiment		DAQ Force type Constant Force		🖌 ок	experiment DAQ	2
neasure descrip ID investigator where	Robert Baranski		grips to perform y 10 F precision (%) y 5	Cancel	physical channels         sensitiv         on/off           Force         Virt6002/a0         11.56         Image: Control of the control	
patient sex weight (kg) limb position	Robert Baranski       n       male       n       84       n       n       n       n	40 age 185 high (cm) 1 body position	reset Forces		EMG 3 Common input terminal configuration	
handed? nominal force el. 2 position	n     right       n     50       n     4	left testend hand 1 el. 1 position none el. 3 position	75 100 v	filtering?	rate inin value (V) inin value (V) inin value (V) inin value (V) inin value (V)	filterir
grip time comments	(*) 6 (*) 02 1: 20 kOhm (*) 02 4: 25 kOhm	10 rest time		low pass v 0 high pass	D:\pomiary\EMG:tdms	low pass

Rys. 4.20. Okna konfiguracji eksperymentu

Na rysunku 4.20 przedstawiono okno konfiguracji eksperymentu. Zakładka *experiment* narzuca konieczność dokładnego zdefiniowania warunków eksperymentu, jak np. opis miejsca pomiarów, opis osoby badanej (wiek, waga itp.), wartości sił zacisku, czasu zacisku, odpoczynku. Umożliwia również wybór metodologii pomiaru (funkcja zostanie wykorzystana w przyszłości, opisana w podrozdziale 7.1) czy dopuszczalnej precyzji utrzymania siły zacisku (*F precision* (%)). Zakładka *DAQ* służy do konfiguracji karty pomiarowej oraz wskazania miejsca zapisu pliku. Dodatkowo użytkownik ma możliwość włączenia filtracji wraz z zdefiniowaniem własnych zakresów (*filtering?*, *low pass*, *high pass*). Warto nadmienić, iż każdej serii pomiarowej (składającej się np. z dziesięciu zacisków) algorytm przypisywał osobny numer, dzięki któremu identyfikowano zaciski podczas analiz.

#### Analiza

Z uwagi na analizę danych pomiarowych zarejestrowanych podczas wielu eksperymentów zdecydowano o budowie oprogramowania umożliwiającego zautomatyzowanie tego procesu.

W programie zaimplementowano wszystkie opisane w podrozdziale 5.2 estymatory. Program umożliwia analizę wszystkich danych pomiarowych z wskazanego katalogu (czytanie wielu plików) oraz formatowanie i eksport danych w postaci, która pozwoliła na ich późniejsze wykorzystanie i wczytanie w środowisku dedykowanym analizom statystycznym (Statistica) (tabela *results* na rysunku 4.21). Ponadto zapewnia nastawę szeregu parametrów mających wpływ na wyniki analizy, jak np.: konfiguracja filtracji, nastawa długości okna czasowego analizy (*time resol* (s)), czas trwania analizowanej siły zacisku (*force time* (s)).



Rys. 4.21. Okno programu do analizy danych

Program rozpoznaje zaciski spełniające kryteria nastaw i tylko je uwzględnia podczas analizy. Na rysunku 4.21 przedstawiono przykładowy analizowany przebieg obrazujący zmiany w czasie siły (ciemnoniebieski), wartość EMG(*rms*) (czerwony), wykrycie zacisku spełniającego kryteria (czarna pionowa linia), przefiltrowany sygnał sEMG (jasnoniebieski). Można zauważyć, że nie wszystkie próby zacisku skończyły się powodzeniem (nie utrzymano siły wystarczająco długo w zadanym przedziale).

Opracowane oprogramowanie dawało również możliwość wyznaczania współczynników badanych funkcji oraz współczynnika determinacji  $R^2$  (na potrzeby m.in. analiz zawartych w podrozdziale 5.3).

## 5. Estymacja siły zacisku

Wyznaczenie współczynników funkcji opisującej zależność pomiędzy siłą zacisku a generowanym sygnałem sEMG jest zagadnieniem złożonym. Omówiono je już w podrozdziale 1.3. W niniejszym podrozdziale przedstawiono badania bezpośrednio ukierunkowane na wyznaczenie najkorzystniejszych warunków pomiaru i doboru analiz.

W celu przeprowadzenia poprawnych pomiarów wykorzystano wcześniej opisane instrumentarium pomiarowe.

Należy również zaznaczyć, że z uwagi na złożoność problematyki, stale poszerzane możliwości z zakresu technik pomiarowych i analizy sygnałów, przedstawione podejścia oraz zastosowane metody nie wyczerpują możliwości rozwiązania omawianego zagadnienia.

#### Przeprowadzanie testów

Prezentowane w dalszej części niniejszego podrozdziału badania realizowane były z udziałem kilku osób. Przeważnie dla dwóch osób realizowano wiele serii pomiarowych w celu zbadania powtarzalności badanego zjawiska. Następnie dla kolejnych osób wykonywano pomiary kontrolne (przeważnie jedna seria dla kilku wybranych sił zacisku). Przykładowy schemat jednej serii pomiarowej został przedstawiony na rysunku 5.1.



Rys. 5.1. Przykład przebiegu serii pomiarowej

Każda seria pomiarowa składała się z sekwencji pojedynczych zacisków dłoni na rękojeści. Zarówno każdy zacisk, jak i przerwa pomiędzy nimi były ściśle określone podczas eksperymentu. Na przykład zacisk trwał 6 s, odpoczynek 10 s, zacisk 6 s itd. Po zakończeniu powtórzeń zacisków dla wybranej siły (np. 25 N) następowała kilkuminutowa przerwa (pionowa linia przerywana na rysunku 5.1). Dopiero po zakończeniu pomiarów dla danej serii następowała dłuższa, co najmniej kilkudziesięciominutowa przerwa. Często kolejne serie były rozpoczynane następnego dnia. Podczas pomiarów osoba badana mogła cały czas kontrolować siłę zacisku dzięki wizualizacji w przeznaczonym do tego programie obsługującym eksperyment (opisanym w podrozdziale 4.4).

Dla wykonywanych testów statystycznych (m.in. dotyczących normalności rozkładów czy testowania istotności statystycznej różnic) założono poziom istotności  $\alpha = 0,05$ . Obliczenia wykonywano z wykorzystaniem pakietu Statistica.

## 5.1. Miejsce mocowania elektrod

Pierwszym elementem każdych pomiarów jest odpowiedni dobór miejsca mocowania przetworników. Determinuje on możliwość zastosowania odpowiedniej aparatury pomiarowej (przetworników, wzmacniaczy itp.), a w przypadku nieprawidłowego doboru w sposób nieodwracalny eliminuje możliwość przeprowadzenia poprawnych analiz.

Tematem zainteresowań niniejszej monografii jest estymacja siły zacisku dłoni. Nie przypadkowo skoncentrowano się właśnie na tej czynności. Zgodnie z wiedzą anatomiczną, wszystkie mięśnie człowieka zaangażowane w tę czynność znajdują się w przedramieniu kończyny górnej. Dzięki temu, że są one zlokalizowane na stosunkowo niewielkim obszarze, założono, iż na bazie sygnałów sEMG można oszacować siłę zacisku.

#### Przedramię – układ mięśniowy

Przedramię składa się z dziewiętnastu mięśni podzielonych na trzy grupy: przednią (dłoniową), tylną (grzbietową) i boczną (promieniową). Podział ten jest uwarunkowany umiejscowieniem mięśni w stosunku do obu kości przedramienia (łokciowej i promieniowej) oraz w związku z istnieniem błony międzykostnej i przegrody międzymięśniowej [12]. Mięśnie przedramienia są odpowiedzialne za ruchy stawu łokciowego, stawu nadgarstka oraz palców. Grupę przednią mięśni przedramienia dzieli się na dwie warstwy: powierzchowną (*superficial*) i głęboką (*profundus*).

Warstwa powierzchowna zawiera mięśnie:

- m. nawrotny obły (NO, m. pronator teres) supinuje i zgina przedramię w łokciu,
- m. zginacz promieniowy nadgarstka (FCR, *m. flexor carpi radialis*) przede wszystkim odpowiada za zginanie dłoni i palców, bierze udział w zginaniu łokcia,
- m. dłoniowy długi (PL, m. palmaris longus) odpowiada za zginanie dłoni,
- m. zginacz łokciowy nadgarstka (FCU, m. flexor carpi ulnaris) odpowiada za zginanie i przywodzenie dłoni,
- m. zginacz powierzchowny palców (FDS, *m. flexor digitorum superficialis*) odpowiada za zginanie stawów palców II–V oraz stawu promieniowo-nadgarstkowego (zginanie ręki).

Warstwa głęboka zawiera mięśnie:

- m. zginacz głęboki palców (FDP, *m. flexor digitorum profundus*) odpowiada za zginanie i przywodzenie ręki oraz palców II–V,
- m. zginacz długi kciuka (FPL, *m. flexor pollicis longus*) odpowiada za zginanie i przywodzenie ręki oraz kciuka,
- m. nawrotny czworoboczny (PQ, m. pronator quadratus) odpowiada za nawracanie i odwracanie przedramienia.

W grupie bocznej mięśni przedramienia wyróżnia się cztery mięśnie:

- m. ramienno-promieniowy (BR, *brachioradialis*) jest silnym zginaczem stawu łokciowego,
- m. prostownik promieniowy długi nadgarstka (ECRL, m. extensor carpi radialis longus) jest silnym zginaczem ręki w kierunku grzbietowym i odwodzi ją, zgina przedramię, wraz z prostownikiem promieniowym krótkim nadgarstka jest antagonistą długich zginaczy palców,
- m. prostownik promieniowy krótki nadgarstka (ECRB, *m. extensor carpi radialis bre-vis*) odpowiada za prostowanie ręki w stawach,
- m. odwracacz (SU, m. supinator) odwraca przedramię i rękę.

Ostatnia tylna grupa mięśni przedramienia również dzieli się na dwie warstwy: głęboką i powierzchowną. Warstwa powierzchowna zawiera mięśnie:

- m. prostownik palców (ED, *m. extensor digitorum*) odpowiada za prostowanie palców w stawach śródręczno-paliczkowych, jest również odwodzicielem palców oraz najsilniejszym prostownikiem ręki,
- m. prostownik palca małego (EDM, m. extensor digiti minimi) prostuje i przywodzi palec V,
- m. prostownik łokciowy nadgarstka (ECU, *m. extensor carpi ulnaris*) jest silnym prostownikiem oraz odwodzicielem.

Warstwa głęboka zawiera mięśnie:

- m. odwodziciel długi kciuka (ACL, *m. abductor pollicis longus*) główny odwodziciel ręki w stronę promieniową, zgina w stronę dłoniową, odwodzi i odprowadza kciuk,
- m. prostownik krótki kciuka (EPB, *m. extensor pollicis brevis*) prostuje kciuk w stawie śródręczno-paliczkowym, odwodzi kciuk i rękę,
- m. prostownik długi kciuka (EPL, m. extensor pollicis longus) jest prostownikiem kciuka,
- m. prostownik wskaziciela (EI, *m. extensor indicis*) prostuje palec wskaziciel, prostuje rękę i odwodzi ją w stronę promieniową.

Powyżej przedstawione zadania realizowane przez poszczególne mięśnie pozwalają oszacować te z nich, których zaangażowanie w realizację konkretnego zadania jest największe.

W przypadku pomiarów sygnałów EMG metodami powierzchniowymi istnieją rekomendacje ustalone przez SENIAM [276]. Sformułowane w sposób ogólny odnoszą się do wszystkich mięśni. Zalecają:

- umieszczenie elektrod w połowie mięśnia (pomiędzy strefą końcową mięśnia a ścięgnem),
- umieszczenie elektrod w miejscach geometrycznie jak najbardziej oddalonych od innych mięśni.

SENIAM zaleca również, by definiować pozycje elektrod jako punkt centralny pomiędzy dwoma elektrodami. Na stronach internetowych SENIAM można znaleźć rekomendacje miejsc mocowania elektrod dla 30 mięśni. Dla kończyny górnej są to: m. dwugłowy ramienia (*m. biceps brachii [short and long head*]) oraz m. trójgłowy ramienia (*m. triceps brachii [long and lateral head*]). Nie są to jednak mięśnie angażowane do realizacji zacisku dłoni. Również w publikacji [277] zawarto rekomendowane miejsca mocowania elektrod nad ważniejszymi mięśniami (poza kończyną górną ujęto w nim kończynę dolną oraz tułów). Rekomendacje odnośnie do przedramienia przedstawiono na rysunku 5.2.



Rys. 5.2. Proponowane mocowanie elektrod na przedramieniu (źródło [277])

O złożoności zagadnienia optymalnego doboru miejsca mocowania elektrod mogą świadczyć również publikacje zajmujące się wyłącznie tym zagadnieniem [278–280]. Przy wyznaczaniu miejsc pomiaru można również oprzeć się na wytycznych uznanych firm. Przykładem może być propozycja firmy Noraxon INC bazująca na wytycznych SENIAM [188] (rys. 5.3). W obszarze przedramienia wyszczególnia mięśnie: m. ramienno-promieniowy (*m. brachioradialis*), m. zginacz promieniowy nadgarstka (*m. flexor carpi radialis*), m. zginacz łokciowy nadgarstka (*m. flexor carpi ulnaris*).

Powyższy przegląd literatury dowodzi, że na dobór miejsca mocowania elektrod może mieć wpływ wiele czynników, a cel pomiaru jest głównym z nich.

Bardzo ciekawe wyniki w obszarze znaczenia doboru miejsca mocowania elektrod opublikowali Hoozemans i in. [52]. W cytowanej publikacji autorzy wykazali, że przy wykorzystaniu czterech par elektrod powierzchniowych nie zaobserwowano statystycznie istotnej różnicy pomiędzy wynikami uzyskanymi dla precyzyjnie zlokalizowanych elektrod a wynikami uzyskanymi dla elektrod przyklejanych losowo (z zastrzeżeniem, że jedna połowa elektrod miała znajdować się po stronie zginaczy, a druga po stronie prostowników), oraz przy założeniu, że do estymacji siły wykorzystywano sygnały jednocześnie z wszystkich czterech elektrod.
Takie podejście z jednej strony znacząco rozbudowuje instrumentarium pomiarowe, z drugiej jednak stawia pod znakiem zapytania sensowność precyzyjnego doboru miejsca mocowania elektrod.



Rys. 5.3. Umieszczenie elektrod (źródło [188])

# 5.1.1. Badania własne

Cztery kanały sEMG to dość restrykcyjne wymagania, zważywszy na koszty tego typu aparatury oraz konieczność odpowiedniego przygotowania miejsca pod podpięcie elektrod. W związku z powyższym i mając na uwadze sugestie z innych publikacji, w wyniku współpracy z lekarzami Szpitala Miejskiego Specjalistycznego im. Gabriela Narutowicza w Krakowie wytypowano miejsca mocowania elektrod powierzchniowych [17, 281].

Prace podzielono na dwa etapy. W pierwszym sprawdzono mięśnie znajdujące się w warstwie powierzchownej. W drugim wzięto pod uwagę mięsień z warstwy głębokiej.

# **Etap pierwszy**

Głównym celem pierwszego etapu badań było wyznaczenie najkorzystniejszego miejsca mocowania elektrod poprzez sprawdzenie jego wpływu na poziom rejestrowanego sygnału. Sprawdzono również, czy pozycja ciała osoby badanej (pozycja siedząca i stojąca) oraz położenie kończyny (pozycja anatomiczna i zewnętrzna) wpływają na zmiany poziomu sygnału elektromiograficznego. Uwzględniono dwa mocne zginacze dłoni znajdujące się w warstwie powierzchownej: m. zginacz łokciowy nadgarstka (*m. flexor carpi ulnaris*) oraz m. zginacz promieniowy nadgarstka (*m. flexor carpi radialis*). Innym ważnym czynnikiem, który skłonił autorów do wyboru tych dwóch mięśni, była łatwość określenia umiejscowienia brzuśca za pomocą charakterystycznego punktu topograficznego przedramienia. Trzecim wybranym mięśniem był m. ramienno-promieniowy (*m. brachioradialis*), leżący w warstwie powierzchownej (rys. 5.4). Nie wpływa on na ruchy dłoni, będąc silnym zginaczem łokcia, jednak użyto go, uwzględniając częste wykorzystanie w znanych publikacjach (m.in. [188]).



Rys. 5.4. Etap pierwszy – analizowane mięśnie [282]. (1)-(3) – miejsca mocowania elektrod

Badania przeprowadzono w następujący sposób. Na rękojeści wyposażonej w przetwornik siły zaciskano dłoń z siłą z zakresu 30-70 N. Pojedynczy zacisk trwał 6 s. W tym czasie siła zacisku nie mogła się zmieniać więcej niż w zakresie  $\pm 5\%$  wartości nominalnej. Osoba badana miała ciągły podgląd na wskaźnik siły zacisku w celu monitorowania go i ewentualnej korekty. Następnie osoba badana odpoczywała przez okres nie krótszy niż 10 s. Pomiary powtarzano w kilku seriach (każdy po około 10 powtórzeń). Badania przeprowadzono dla kobiety (osoba I) i mężczyzny (osoba II), dla konfiguracji:

- pozycja ciała: siedząca, łokieć zgięty pod kątem 90° (I) lub stojąca, łokieć wyprostowany (II),
- pozycja kończyny: anatomiczna (A) lub zewnętrzna (B),
- trzy miejsca mocowania elektrod:
  - m. zginacz promieniowy nadgarstka (m. flexor carpi radialis) (1),
  - m. ramienno-promieniowy (m. brachioradialis) (2),
  - m. zginacz łokciowy nadgarstka (m. flexor carpi ulnaris) (3).



Rys. 5.5. Miejsce mocowania elektrod - etap pierwszy [282]

Zgodnie z powyżej przyjętymi oznaczeniami, zapis "IA3" oznaczał pozycję siedzącą, kończyna w pozycji anatomicznej, zapis z elektrody m. zginacz łokciowy nadgarstka (*m. flexor carpi ulnaris*). W sumie przeprowadzono 498 zacisków dla osoby I oraz 540 pojedynczych zacisków dla osoby II.

Schemat położenia elektrod przedstawiono na rysunku 5.5. Pomiary sygnału sEMG dla obu miejsc mocowania elektrod realizowano równolegle.

Jako parametr do porównań z przebiegów czasowych obliczano wartości *rms* (ang. *root mean square*) wyrażone równaniem 5.1 w oknach czasowych o długości 0,1 s.

$$rms(EMG) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n} x_i^2}{n}}$$
(5.1)

gdzie:

 $x_i$  – wartość zarejestrowanego sygnału sEMG w chwili *i*, mV,

n – liczba próbek pomiarowych,

*i* – numer próbki pomiarowej.

W pierwszej kolejności sprawdzono stabilność siły zacisku. Wyznaczony procentowy współczynnik zmienności  $(V_x)$  liczony zgodnie z równaniem (5.2) nie przekroczył w żadnej z serii wartości 0,76%<sup>21</sup>. Jest to oznaka bardzo dobrej stabilności siły zacisku podczas badań.

$$V_x = 100 \left(\frac{S_x}{\overline{x}}\right) [\%]$$
(5.2)

gdzie:

 $V_{\rm r}$  – procentowy współczynnik zmienności, %,

- $S_{r}$  odchylenie standardowe,
- $\frac{x}{x}$  wartość średnia.

<sup>&</sup>lt;sup>21</sup> Wartość 0% oznacza idealnie stały i niezmienny w czasie sygnał.

Wyznaczenie parametrów  $V_x$  dla sygnałów sEMG z uwzględnieniem miejsca mocowania elektrod (1), (2), (3), bez grupowania ze względu na płeć, wykazały, iż zmienność sygnałów występowała na poziomie:

- 25% dla m. zginacz łokciowy nadgarstka (m. flexor carpi ulnaris) (3),
- 19,4% dla m. zginacz promieniowy nadgarstka (m. flexor carpi radialis) (1),
- 16,5% dla m. ramienno-promieniowy (m. brachioradialis) (2).

W celu sprawdzenia istotności statystycznej różnic pomiędzy badanymi przypadkami wykorzystano nieparametryczne testy U Manna–Whitneya. Dla tego testu hipotezy zerowa  $(H_0)$  oraz alternatywna  $(H_1)$  zostały sformułowane:

 $H_0: F_1(x) = F_2(x)$  (zbiory pochodzą z jednej populacji),

 $H_1: F_1(x) \neq F_2(x)$  (zbiory nie pochodzą z jednej populacji).

Poziom istotności statystycznej przyjęto  $\alpha = 0,05$ .

Brak możliwości wykorzystania silniejszego, parametrycznego testu (np. ANOVA) wynikał z braku normalności badanych rozkładów zbiorów danych.

Przeprowadzono testy, których celem było zbadanie, czy istnieją statystycznie istotne różnice pomiędzy uzyskanymi wynikami w zależności od pozycji ciała (I, II) lub pozycji kończyny (A, B). Testy przeprowadzono bez podziału oraz z podziałem na osoby badane. Wyniki ilustruje tabela 5.1 (kolumny 1 i 2) (X – istnieją podstawy do odrzucenia  $H_0$ , O – brak podstaw do odrzucenia  $H_0$ ). Można zauważyć, że nie było podstaw do odrzucenia hipotezy zerowej ( $H_0$ ) o braku istotności różnic pomiędzy badanymi grupami. Innymi słowy, można przyjąć, iż różnice pomiędzy sygnałami nie występowały. Tak więc pozycja ciała czy ułożenie kończyny nie mają wpływu na poziom sygnału rejestrowanego podczas zacisku dłoni na rękojeści.

	Test U Manna–Whitneya								
	poz	ycja	pozycja elektrod						
	ciała (I, II)	kończyny (A, B)	1–3	1–2	2–3				
Nr kolumny	1	2	3	4	5				
Mężczyzna i kobieta	0	0	Ο	Х	Х				
Mężczyzna	О	0	Х	Х	Х				
Kobieta	0	0	Х	Х	Х				

Tabela 5.1

Wyniki testów U Manna-Whitneya - wpływ pozycji ciała oraz elektrod na poziom sygnału EMG

Zbadano również, czy istnieją różnice pomiędzy sygnałami zarejestrowanymi na poszczególnych mięśniach. Wyniki testów zawiera tabela 5.1 (kolumny 3, 4, 5). Poza jednym przypadkiem występowały znaczące statystycznie różnice pomiędzy sygnałami sEMG dla różnych pozycji elektrod. Tak więc należy przyjąć, iż miejsce mocowania ma istotny wpływ na poziom rejestrowanych sygnałów sEMG.

W celu zobrazowania analizowanych danych na rysunku 5.6 przedstawiono przykładowe wykresy ramka-wąsy osobno dla osoby I i osoby II. Można zaobserwować wyraźnie większe wartości uzyskiwane dla sygnałów z mięśnia ramienno-promieniowego (*m. bra-chioradialis*) (2). Z uwagi na fakt, że mięsień ramienno-promieniowy nie jest wprost odpowiedzialny za zacisk, a bezpośrednio w jego sąsiedztwie w warstwie głębokiej leży najsilniejszy mięsień zginacza palców m. zginacz powierzchowny palców (*m. flexor digitorum superficialis*), założono, iż to właśnie sygnały z niego pochodzące (tzw. przesłuchy) miały wpływ na uzyskiwane wyniki. Ponadto naprężenie mięśnia ramienno-promieniowego może wynikać również z udziału w mimowolnej stabilizacji nadgarstka podczas zacisku. Rezultaty pierwszego etapu badań zostały opublikowane w [17].



Rys. 5.6. Przypadkowe rozkłady zbiorów danych dla poszczególnych przypadków pomiarowych

#### Etap drugi

Jak wspomniano powyżej, najsilniejszym zginaczem palców jest zginacz palcowy powierzchowny (*flexor digitorum superficialis*). Dlatego też dokładniej przeanalizowano jego funkcje i działanie.

Mięsień zginacz powierzchowny palców (m. flexor digitorum superficialis) jest ruchowo zaopatrywany przez nerw pośrodkowy tak samo jak znajdujące się w warstwie powierzchownej przedziału przedniego: m. zginacz promieniowy nadgarstka (m. flexor carpi radialis) i m. zginacz łokciowy nadgarstka (m. flexor carpi ulnaris), które przy samym ruchu zgięcia palców stabilizują nadgarstek – więc też ulegają naprężeniu. Gdyby ograniczyć zacisk do udziału wyłącznie mięśnia zginacza powierzchownego palców (m. flexor digitorum superficialis), należałoby wówczas wykluczyć zginacz długi kciuka (m. flexor pollicis longus). Jednak takie działanie powoduje, że sama operacja zacisku staje się niewygodna i w praktyce rzadko używana, gdyż zacisk musiałby odbywać się bez udziału kciuka (tzw. zacisk haczykowaty).

Na tym etapie analizie poddano wyłącznie sygnały zarejestrowane z mięśnia ramiennopromieniowego (*m. brachioradialis*) (1) jako najkorzystniejszego miejsca pomiaru z pierwszego etapu badań oraz mięśnia zginacza powierzchownego palców (*m. flexor digitorum superficialis*) (2) (rys. 5.7).



Rys. 5.7. Etap drugi – analizowane mięśnie [282]

Do pomiaru sygnału sEMG zastosowano podwójne elektrody preżelowe (Ag/AgCl) o odległości 2 cm pomiedzy środkami elektrod. Elektrody mocowano na przedramieniu w dwóch miejscach. Elektroda referencyjna została zamocowana na stawie łokciowym. Pierwsze miejsce zostało wyznaczone na podstawie badań opisanych w etapie pierwszym [17] i usytuowano je nad brzuścem mieśnia ramienno-promieniowego (m. brachioradialis) w odległości 1/3 bliższej długości odcinka pomiedzy nadkłykciem kości ramiennej (epicondylus medialis humeri) a wyrostkiem rylcowatym kości łokciowej (ulnar styloid process). Drugim miejscem zamocowania elektrod był brzusiec zginacza powierzchownego (flexor digitorum superficialis). Zginacz głęboki palców ma swój początek na 2/3 proksymalnych powierzchni przedniej i przyśrodkowej trzonu kości łokciowej oraz błonie międzykostnej. Ustalono punkty mocowania elektrod w 1/3 dystalnej przedramienia, pomiędzy ścięgnem mięśnia dłoniowego długiego (m. palmaris longus) (niebieska strzałka na rysunku 5.7) oraz ściegnem mięśnia zginacza łokciowego nadgarstka (m. flexor carpi ulnaris) (zielona strzałka na rysunku 5.7). Należy zauważyć, że wyznaczenie wymienionych ścięgien u osoby badanej przeprowadza się w sposób palpacyjny podczas zgięcia dłoniowego nadgarstka około 30° - rozcięgno mięśnia dłoniowego długiego oraz rozcięgno m. zginacza łokciowego nadgarstka [60]. Schemat położenia elektrod przedstawiono na rysunku 5.8. Pomiary sygnału sEMG dla obu miejsc mocowania elektrod realizowano równolegle (w tym samym czasie).

Warunki podczas badań nad sprawdzeniem przydatności wytypowanego miejsca pomiarowego to: pozycja siedząca, kąt w stawie łokciowym 120°, przedramię podparte. Również w tym przypadku pomiary realizowane były w seriach, na które składały się powtórzenia zacisku (6 s) oraz odpoczynku (10 s). Siła zacisku podczas pomiarów nie mogła przekroczyć ±5% siły nominalnej i przyjmowała cztery dopuszczalne wartości: 25 N, 50 N, 75 N oraz 100 N. Pomiary zrealizowano z udziałem pięciu osób (czterech mężczyzn:  $38,5 \pm 1,5$  roku,  $85,4 \pm 5,7$  kg,  $184,3 \pm 2,9$  cm; jedna kobieta: 64 lata, 79,0 kg, 169 cm)<sup>22</sup>, a analizie poddano ponad 1440 pojedynczych zacisków (dla wszystkich osób i serii). Również tym razem do porównania sygnałów sEMG wybrano estymator obliczony jako wartość *rms*.



Rys. 5.8. Miejsce położenia elektrod – etap drugi [282]

W przypadku tego etapu badań zmiana mierzonej siły zacisku dla każdej z serii wyrażona jako procentowy współczynnik zmienności ( $V_x$ ) w przypadku wszystkich badanych osób i serii średnio wyniosła 0,47 ± 0,20% i w żadnym z przypadków nie przekroczyła wartości 1,29%. Przyjęto więc, że siła zacisku była stała.

Sprawdzono, czy istnieje statystycznie istotna różnica pomiędzy poziomami sygnałów sEMG z obu badanych miejsc mocowania elektrod. Porównywane zostały zbiory danych *rms* dla badanych sił zacisku oraz serii pomiarowych. Z wykorzystaniem testów W Shapiro–Wilka sprawdzono, czy rozkłady zmiennych są zgodne z rozkładem normalnym. Dla tego testu hipotezy zerowa ( $H_0$ ) oraz alternatywna ( $H_1$ ) zostały sformułowane:

 $H_0$ : rozkład badanej cechy jest rozkładem normalnym,

 $H_1$ : rozkład badanej cechy nie jest rozkładem normalnym.

Poziom istotności statystycznej przyjęto  $\alpha = 0,05$ .

Spośród zbadanych 144 rozkładów w 15 przypadkach uzyskano podstawy do odrzucenia  $H_0$ . Z tego powodu w dalszych analizach wykorzystano test nieparametryczny U Manna–Whitneya. Dla tego testu hipotezy zerowa ( $H_0$ ) oraz alternatywna ( $H_1$ ) zostały sformułowane:

 $H_0$ :  $F_1(x) = F_2(x)$  (zbiory pochodzą z jednej populacji),

 $H_1: F_1(x) \neq F_2(x)$  (zbiory nie pochodzą z jednej populacji).

Poziom istotności statystycznej przyjęto  $\alpha = 0.05$ .

Na 72 zbadane przypadki tylko w jednym nie odrzucono  $H_0$ . Przykładowe wyniki dla siły o wartości 50 N oraz dwóch różnych osób zaprezentowano na rysunku 5.9. Można

 $<sup>^{22}\,</sup>$  W nawiasie podano wiek, wagę, wzrost, natomiast po znaku $\pm$  podano odchylenie standardowe.

zaobserwować bardzo dużą różnicę w poziomach napięć zarejestrowanych na poszczególnych miejscach pomiarowych.



Rys. 5.9. Dobór miejsca pomiaru - etap drugi - przykładowe wykresy ramka-wąsy

### 5.1.2. Wnioski

Poziom sygnału elektromiograficznego w odniesieniu do obiektów technicznych można utożsamiać ze wzrostem czułości. W tym przypadku został uznany on za element decydujący. Dlatego też w dalszych pracach umieszczenie elektrod nad mięśniem zginaczem powierzchownym palców (*m. flexor digitorum superficialis*) wydaje się najkorzystniejsze dla estymacji siły zacisku (co potwierdziły wyniki kolejnych badań). Niemniej jednak w celu weryfikacji powyższego wniosku zarówno pomiary, jak i analizy realizowano równolegle w kilku miejscach pomiarowych.

# 5.2. Dobór estymatora

W podrozdziale 3.5 zaprezentowano znane z literatury estymatory wykorzystywane do reprezentacji sygnałów sEMG. Jak wykazano w wielu publikacjach, ich przydatność jest silnie zależna od zastosowania. W obszarze badań nad estymacją siły zacisku na bazie sygnałów sEMG nie są znane opracowania, które w sposób jednoznaczny wskazywałyby na to, który z estymatorów jest najkorzystniejszy. Dlatego też postanowiono wybrać kilka w celu zweryfikowania ich przydatności do estymacji siły zacisku.

#### 5.2.1. Badania własne

Do testów wybrano następujące estymatory, dzieląc je na grupy reprezentujące dziedzinę czasu oraz dziedzinę częstotliwości. W związku z koniecznością uzyskania jednoliczbowej wartości estymatora przyjęto, iż będą one obliczane w oknach czasowych o czasie trwania 100 ms, a następnie będzie obliczana ich wartość średnia dla każdego z zacisków (których czas trwania brany do obliczeń to 5 s). W dziedzinie czasu były to estymatory:

*mean* – wartość średnia z wartości bezwzględnej sygnału czasowego, liczona zgodnie z równaniem:

$$mean = \frac{\sum_{i=1}^{n} |x_i|}{n} \tag{5.3}$$

gdzie:

mean – wartość średnia, mV,

- n liczba próbek okna czasowego,
- $x_i$  wartość *i*-tego pomiaru sygnału sEMG, mV,
- *rms* wartość średniokwadratowa wyznaczona na podstawie równania (zmienne jak dla równania (5.3)):

$$rms = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n} x_i^2}{n}}$$
(5.4)

S – entropia liczona z wykorzystaniem metody Shannona, obliczana zgodnie z zależnością (zmienne jak dla równania (5.3)):

$$S = \sum_{i=1}^{n} [x_i^2 \cdot \log(x_i^2)]$$
(5.5)

– *E* – energia liczona zgodnie z zależnością (zmienne jak dla równania (5.3)):

$$E = \sum_{i=1}^{n} [\log(x_i^2)]$$
(5.6)

 $-H_{AM}$  – postać analityczna transformaty Hilberta, jest liczona jako moduł sygnału analitycznego transformaty Hilberta zgodnie z zależnością:

$$H_{AM} = \sqrt{x(t)^{2} + y(t)^{2}}$$
(5.7)  
$$y(t) = H\{x(t)\} := \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x(\tau)}{t - \tau} d\tau$$

gdzie:

x(t) – wartości przebiegu czasowego, s,

- y(t) transformata Hilberta sygnału x(t),
  - t zmienna czasowa,
  - $\tau$  zmienna czasowa podcałkowa.

W dziedzinie częstotliwości wykorzystano estymatory:

MDF (ang. median power frequency) – środkowa wartość czestotliwości obliczana z wzoru:

$$MDF = \frac{\sum_{j=1}^{M} f_j P_j}{\sum_{j=0}^{M} P_j}$$
(5.8)

gdzie:

- $f_j$  wartość *j*-tej częstotliwości w widmie mocy, Hz,  $P_j$  wartość *j*-tego prążka widma mocy, M liczba przedziałów częstotliwościowych w widmie mocy (zwykle będąca potęga liczby 2).
- MNF (ang. mean power frequency) średnia wartość z częstotliwości liczona zgodnie z zależnością (zmienne jak dla równania (5.8)):

$$MNF = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^{M} P_j$$
(5.9)

- ZC (ang. zero crossing) tzw. liczba przejść przez 0; jest liczona z algorytmu analizującego sygnał punkt po punkcie, sprawdzającego, czy sygnał przeszedł przez wartość 0;
- TPS (ang. turn per second) parametr również opierający się na algorytmie jak w przypadku ZC, z tą różnicą, że sygnał wpierw jest zróżniczkowany; dzięki temu jego przejście przez wartość 0 odpowiada zmianie kierunku przebiegu funkcji (z rosnącej na malejaca i odwrotnie);
- $-H_{\mu}$  częstotliwość chwilowa transformaty Hilberta (zmienne jak w równaniu (5.7)):

$$H_{IF} = \frac{1}{2\pi} \frac{d\Phi(t)}{dt}$$
(5.10)  
$$\Phi(t) = \tan^{-1} \left( \frac{y(t)}{x(t)} \right)$$

gdzie:

 $\Phi(t)$  – faza chwilowa, występująca w czasie t,

 $H_{IF}$  – częstotliwość chwilowa.

Badania przeprowadzono w seriach dla kilku osób. Każda seria składała się z kilkukrotnie powtarzanych zacisków ze stałą siłą. Pomiary sygnałów sEMG były realizowane dla miejsc pomiarowych oznaczonych jako 1 oraz 2 (prezentowanych w etapie drugim w podrozdziale 5.1). Do pomiaru sygnału sEMG zastosowano podwójne elektrody preżelowe (Ag/AgCl) o odległości pomiędzy elektrodami 2 cm. Siła zacisku była stała, a dopuszczalne zmiany siły w zakresie jednego zacisku nie mogły przekroczyć ±5% wartości zadanej. Pomiary zrealizowano dla kilku wybranych sił (25 N, 50 N, 75 N, 100 N). Pomiary realizowano w sekwencjach: zacisk 6 s, odpoczynek 10 s. Pomiary wykonano dla dwóch osób, 9 serii dla osoby I (mężczyzna, 41 lat, 185 cm, 84 kg) oraz 6 serii dla osoby II (kobieta, 63 lata, 169 cm, 79 kg). Dodatkowo wyniki dla wielu pomiarów osoby I i II zweryfikowano na dodatkowych trzech osobach (mężczyźni, wiek:  $37,7 \pm 0,6$  roku, wzrost:  $184,0 \pm 4,0$  cm, waga:  $84,7 \pm 8,1$  kg) oznaczonych jako osoby III–V. Przeprowadzone analizy bazowały na ponad 1200 pojedynczych zaciskach dla osób I i II oraz dodatkowych 240 pomiarach dla osób III–V.

Pierwszym zbadanym elementem była stabilność siły zacisku podczas pomiarów. Zgodnie z wcześniej przyjętą praktyką, wyznaczono wartość procentowego współczynnika zmienności  $V_x$  dla zmierzonego sygnału siły (obliczany zgodnie z równaniem (5.2)). W żadnej z badanych serii nie przekroczył on wartości 1,3%. Tak niska wartość zmienności siły zacisku pozwalała na przyjęcie założenia o jego stabilności, a niewielkie zmiany nie powinny wpływać na wyznaczane wartości estymatorów.

Pierwszym zbadanym elementem była stabilność estymatorów siły zacisku. Założono, że przy realizacji zacisku w sposób powtarzalny i z tą samą siłą również estymator powinien być stabilny. Miarą stabilności był wspominany wcześniej procentowy współczynnik zmienności  $V_x$ . W tym przypadku zbiory danych tworzyły wartości estymatorów wyznaczone dla pojedynczego zacisku w badanej serii. Dla każdego badanego estymatora oraz miejsca mocowania elektrody otrzymano więc liczbę parametrów  $V_x$  równą iloczynowi liczby serii oraz liczby badanych sił (36 dla osoby I oraz 24 dla osoby II).



Uzyskane wyniki przedstawiono na rysunku 5.10.

**Rys. 5.10.** Zmiany  $V_r$  z podziałem na osoby i pozycję elektrody

Na podstawie wyników można stwierdzić przede wszystkim silne zróżnicowanie pomiędzy wynikami dla poszczególnych estymatorów. Ponadto można zaobserwować, że

estymatory zachowują się podobnie bez względu na miejsce mocowania elektrody oraz badaną osobę. Najbardziej czytelnym przykładem może być estymator *S* (entropia), gdzie dla wszystkich badanych przypadków uzyskiwano największe wyniki rozrzutu uzyskanych wartości. Inaczej sytuacja wygląda w przypadku *E* (energia), gdzie dla wszystkich badanych przypadków uzyskiwano najniższe wartości rozrzutu uzyskanych wyników.



**Rys. 5.11.** Współczynnik  $V_x$  (średnie oraz standardowe odchylenie)

Sprawdzono, czy istnieje statystycznie istotna różnica pomiędzy wynikami uzyskiwanymi dla różnych pozycji mocowania elektrod. Ich graficzne zestawienie dla osoby I i II przedstawiono na rysunku 5.11. Testy przeprowadzano dla każdego estymatora niezależnie. Z uwagi na brak zgodności analizowanych rozkładów z rozkładem normalnym we wszystkich badanych zbiorach danych (testy W Shapiro–Wilka) wykorzystano test nieparametryczny U Manna–Whitneya. Dla tego testu hipotezy zerowa  $(H_0)$  oraz alternatywna  $(H_1)$  są sformułowane następująco:

 $H_0: F_1(x) = F_2(x)$  (zbiory pochodzą z jednej populacji),

 $H_1: F_1(x) \neq F_2(x)$  (zbiory nie pochodzą z jednej populacji).

Przeprowadzone testy z przyjętym poziomem istotności statystycznej  $\alpha = 0,05$  dały wyniki silnie zależne od badanej osoby. I tak dla osoby I, wyłącznie dla estymatorów *TPS* oraz *E* z prawdopodobieństwem testowym p > 0,3, nie było podstaw do odrzucenia  $H_0$  (różnice nie były istotne statystycznie). Dla pozostałych estymatorów testy wskazywały istotną statystycznie różnicę pomiędzy wynikami uzyskanymi dla różnych miejsc mocowania elektrod. Jedynie dla estymatora *ZC* odrzucenie  $H_0$  uzyskano dla p = 0,045, w pozostałych przypadkach p < 0,014. Z kolei dla osoby II podstawy do odrzucenia  $H_0$  (istotna statystycznie różnica) uzyskano dla estymatorów *TPS*, *S* oraz *E* z prawdopodobieństwem testowym o odpowiednich wartościach (0,048; 0,037; 0,015). Dla pozostałych estymatorów prawdopodobieństwo testowe uzyskiwało wartości p > 0,15.

Analizując dane przedstawione na rysunku. 5.11, pogrupowano badane estymatory na trzy grupy (dla obu badanych osób). Do pierwszej grupy o najniższych wartościach współczynnika  $V_x$  zaliczono estymatory *E* oraz *TPS*. Dla obu badanych miejsc mocowania elektrod przybierały one wartości z zakresu 1,38–2,87%. Drugą grupę stanowiły estymatory *MNF*, *MDF*,  $H_{IF}$ , *ZC*, dla których współczynnik  $V_x$  przybierał wartości z zakresu 2,20–4,45%. Do trzeciej grupy zaliczono estymatory  $H_{AP}$  rms and mean z współczynnikiem  $V_x$  z zakresu 5,53–12,16%. Warto zauważyć, że to właśnie estymatory *rms* oraz *mean* są bardzo często używane do reprezentacji siły realizowanej przez skurcz mięśnia, co w świetle powyższych wyników nie wydaje się najkorzystniejszym wyborem. Zdecydowanie największe wartości współczynnika  $V_x$  (najmniejsza stabilność) odnotowano dla estymatora S (entropia). W kilku przypadkach osiągał on nawet wartość bliską 60%.

Jak wcześniej wspomniano, wykonano również pojedyncze serie pomiarów dla każdej z sił (25 N, 50 N, 75 N, 100 N) w celu weryfikacji sformułowanych wniosków. Pomiary weryfikujące były wykonywane z udziałem trzech różnych osób, przeprowadzono je w różnych dniach oraz miejscach. Na rysunku 5.12 przedstawiono zbiorczo wyniki dla trzech badanych osób dla różnych miejsc mocowania elektrody (po lewej elektroda 1, po prawej elektroda 2).



Rys. 5.12. Współczynnik zmienności (V) dla osób III, IV, V

Również w tym przypadku charakter zmian współczynnika  $V_x$  dla badanych estymatorów był bardzo podobny. Własność tę zaobserwowano u wszystkich badanych osób oraz dla obu miejsc mocowania elektrod. Świadczy to o słabym wpływie czynników osobniczych na uzyskiwane rozkłady parametru  $V_x$ , co pod względem zasadności stosowania estymatora jest informacją bardzo dobrą. Inaczej mówiąc, u wszystkich badanych osób zmienność parametrów wyglądała podobnie, w rezultacie te same estymatory okazały się najbardziej stabilne u wszystkich badanych osób.

Co więcej, wyniki grupy weryfikującej dokładnie pokryły się z wynikami dla wcześniej przebadanych osób I i II. Również w tym przypadku najmniejsze wartości współczynnika zmienności  $V_x$  odnotowano dla estymatorów *E* oraz *TPS*, przyjmując dla pozycji nr 1 wartości z zakresu 0,69–4,68%, natomiast dla pozycji nr 2 wartości z zakresu 0,50–6,65%. Są to wprawdzie nieco wyższe wartości niż w przypadku osób I i II, jednak nadal bardzo zbliżone.

#### 5.2.2. Wnioski

Na podstawie badań i analiz stwierdzono, że najkorzystniejszymi estymatorami pod względem stabilności uzyskiwanych wyników przy realizacji stałej w okresie 5 s siły zacisku są estymatory *E* oraz *TPS*. Warto zaznaczyć, że uzyskane wyniki były zbieżne dla wszystkich badanych pięciu osób, co nie jest kwestią oczywistą w przypadku analiz sygnałów bioelek-trycznych.

# 5.3. Modele regresji F(sEMG)

Przedstawione w podrozdziale 1.3 podejścia do opisu zależności pomiędzy siłą zacisku a sygnałem sEMG w większości przypadków sprowadzały się do założenia, iż dopasowanie liniowe jest wystarczające do jej odwzorowania. Nie napotkano jednak badań, które by to założenie w jednoznaczny sposób weryfikowały.

#### 5.3.1. Badania własne

Do wyznaczenia najkorzystniejszej funkcji opisującej omawianą zależność wybrano pięć popularnych w badaniach sEMG i nie tylko funkcji: liniową [50, 51], wykładniczą [283], potęgową [284], logarytmiczną [285] oraz wielomianową [251, 286]. Poniżej przedstawiono równania je opisujące:

funkcja liniowa:

$$f = ax + b \tag{5.11}$$

- funkcja wykładnicza:

$$f = ae^{bx} + c \tag{5.12}$$

- funkcja potęgowa:

$$f = ae^b + c \tag{5.13}$$

- funkcja logarytmiczna:

$$f = a \log_c(bx) \tag{5.14}$$

- funkcja wielomianowa drugiego stopnia (wielomian drugiego stopnia)

$$f = ax^2 + bx + c \tag{5.15}$$

gdzie parametry a, b oraz c są współczynnikami funkcji.

Do wyznaczenia parametrów *a*, *b*, *c* posłużono się metodą najmniejszych kwadratów. Jako główne kryterium oceny przydatności badanych funkcji przyjęto współczynnik determinacji *R*-kwadrat (*R*<sup>2</sup>). Współczynnik ten bardzo dobrze sprawdza się w przypadku oceny modelu, jednoliczbowo prezentując, jaka część zmienności zmiennej objaśnianej została wyjaśniona przez model. Jest też bardzo prosty w interpretacji, przyjmując wartości z zakresu <0,1>, gdzie wartość 1 oznacza idealne dopasowanie modelu do zmiennej objaśnianej.

W tym przypadku również posłużono się pomiarami przeprowadzonymi w seriach, gdzie seria składała się z kilkukrotnie powtarzanych zacisków ze stałą siłą. Pomiary zrealizowano dla kilku sił (25 N, 50 N, 75 N, 100 N). Dopuszczalne zmiany siły zacisku podczas badania nie mogły przekroczyć  $\pm 5\%$  wartości zadanej. Sygnały sEMG były mierzone w miejscach

oznaczonych jako 1 oraz 2 (te same miejsca co prezentowane w etapie drugim w podrozdziale 5.1). Do pomiaru sygnału sEMG zastosowano podwójne elektrody preżelowe (Ag/AgCl) o odległości pomiędzy elektrodami 2 cm. Pomiary realizowano w sekwencjach: zacisk 6 s, odpoczynek 10 s. Badania podzielono na dwie części. Główne pomiary z wielokrotnie powtarzanymi seriami pomiarowymi wykonano dla dwóch osób: 9 serii dla osoby I (mężczyzna, 41 lat, 185 cm, 84 kg) oraz 6 serii dla osoby II (kobieta, 63 lata, 169 cm, 79 kg). W celu weryfikacji otrzymanych wyników dodatkowo wykonano pomiary dla trzech osób (mężczyźni, wiek:  $37,7 \pm 0,6$  roku, wzrost:  $184,0 \pm 4,0$  cm, waga:  $84,7 \pm 8,1$  kg) oznaczonych jako osoby III–V.

Parametry badanych funkcji (stałe liczbowe *a*, *b*, *c*) oraz współczynnik  $R^2$  zostały wyznaczone dla zbiorów danych, które tworzyły serie pomiarowe (każda seria to zaciski z siłą 25 N, 50 N, 75 N, 100 N). Tak więc budując model regresji, każdorazowo dysponowano około 10 pomiarami skupionymi wokół czterech sił. Współczynniki funkcji wyznaczano niezależnie dla obu badanych pozycji elektrod (pozycja 1 oraz 2) oraz wszystkich estymatorów prezentowanych w podrozdziale 5.2. Na rysunku 5.13 przedstawiono przykładowy wykres dopasowanej krzywej wykładniczej o równaniu 18,28 · exp<sup>97,54x</sup>, dla której parametr  $R^2$  przyjął wartość 0,88.



Rys. 5.13. Przykładowy wykres dopasowania funkcji wykładniczej

Na bazie danych z wszystkich serii pomiarowych dla osób I i II wyznaczono współczynniki  $R^2$  dla blisko 1500 funkcji (150 funkcji dla każdego badanego estymatora). Weryfikacja wyników bazowała na 300 wyznaczonych funkcjach oraz współczynnikach  $R^2$ .

Badania przebiegały w dwóch etapach. W pierwszym etapie sprawdzono, którą z badanych funkcji udało się najlepiej dopasować (osiągała największe współczynniki  $R^2$ ) dla badanego estymatora. Operację tę powtórzono dla wszystkich testowanych wcześniej estymatorów. W drugim etapie zadanie odwrócono. Sprawdzono, dla którego z estymatorów uzyskano największe wartości współczynnika  $R^2$  dla każdej z badanych funkcji.

W celu przeprowadzenia analiz umożliwiających dobór najlepszej funkcji przejścia z estymatora sygnału sEMG na siłę zacisku obliczone współczynniki  $R^2$  odpowiednio pogrupowano. Dzięki temu umożliwiono utworzenie wykresów ramka-wąsy. Wszystkie analizy wykonano z podziałem na badane osoby oraz miejsce mocowania elektrody. Uzyskane wyniki charakteryzowały się dużo większą zmiennością niż w przypadku badań nad doborem

estymatora. Na rysunkach 5.14–5.18 przedstawiono przykładowe rozkłady współczynników  $R^2$  uzyskane w trakcie badań nad stabilnością estymatora (badania opisane w podrozdziale 5.2). Dane dobrano w taki sposób, by przedstawić wyniki niezbyt korzystne (estymatory *S*, *rms*) oraz najkorzystniejsze (estymatory *E*, *TPS*).



Rys. 5.14. Rozkłady R<sup>2</sup> dla estymatora rms, osoba II, różne miejsca mocowania elektrod

Na rysunku 5.14 przedstawiono przykład zmian parametru  $R^2$  dla różnego mocowania elektrod (osoba II). Można zauważyć, że wyniki są zbliżone. Przedstawiony charakter zmian był podobny dla większości badanych estymatorów. Jedynie w przypadku estymatora *TPS* zmiany pomiędzy wynikami uzyskanymi dla różnych miejsc mocowania elektrod były znaczące (i to dla obu badanych osób). Sytuację tę bardzo dobrze obrazują wyniki zaprezentowane na rysunkach 5.15 oraz 5.16. Na rysunku 5.15 dla osoby I można zauważyć znaczną różnicę pomiędzy uzyskanymi współczynnikami  $R^2$  dla różnych pozycji mocowania elektrod.



Rys. 5.15. Rozkłady R<sup>2</sup> dla estymatora TPS, osoba I, różne miejsca mocowania elektrod

Mimo wszystko zmiany te są niewielkie w porównaniu z tymi, jakie odnotowano w przypadku osoby II (rys. 5.16). Co więcej, w przypadku osoby II oraz pozycji elektrody 1 zauważalny jest bardzo duży rozrzut uzyskiwanych wartości  $R^2$ . Jednocześnie w przypadku

wyników uzyskiwanych dla pozycji elektrody 2 (ta sama osoba) otrzymane współczynniki  $R^2$  są bardziej skupione oraz przyjmują bardzo niskie wartości, wręcz bliskie wartości 0. Oznacza to, że żadną z badanych funkcji nie byliśmy w stanie choćby w sposób zbliżony poprawnie opisać zależności pomiędzy badaną siłą zacisku a estymatorem *TPS*. Dodatkowo należy zaznaczyć, że rozrzut wartości  $R^2$  jest bardzo mały, co dodatkowo ugruntowuje powyższy wniosek. Warto podkreślić, iż pomiary realizowano równolegle dla pozycji elektrody 1 oraz 2. Były to więc sygnały z tych samych sekwencji zacisku dłoni.



Rys. 5.16. Rozkłady R<sup>2</sup> dla estymatora TPS, osoba II, różne miejsca mocowania elektrod

Co interesujące, już w przypadku innych estymatorów zmiany  $R^2$  były niewielkie. Na przykład dla estymatora *S* (entropia) zmiany współczynnika  $R^2$  dla różnych miejsc mocowania elektrod dla tej samej osoby (osoby I oraz osoba II) charakteryzowały się niewielką zmiennością. Uzyskane rozkłady współczynnika  $R^2$  przedstawiono na rysunku 5.17. Wyniki dla estymatora *S* zostały zaprezentowane celowo, gdyż w świetle wniosków z podrozdziału 5.2, właśnie on charakteryzował się największą zmiennością. Był więc najmniej korzystnym wyborem spośród badanych estymatorów. Dla przypomnienia można nadmienić, że prezentowany powyżej estymator *TPS* (rys. 5.15 oraz 5.16) we wcześniejszym podrozdziale został zaliczony do najbardziej stabilnych estymatorów.



Rys. 5.17. Rozkłady R<sup>2</sup> dla estymatora S, osoba II, różne miejsca mocowania elektrod

Powyżej prezentowane wyniki mają na celu zobrazowanie, jak silnie na miarę dopasowania krzywej (współczynnik  $R^2$ ) wpływa dobór estymatora. Co więcej, można zauważyć również, że w zależności od wybranego estymatora zauważalne są lub nie znaczne różnice pomiędzy wynikami uzyskanymi dla różnych miejsc mocowania elektrod.

W celu wyznaczenia najlepszej funkcji w pierwszej kolejności sprawdzono, czy istnieje statystycznie istotna różnica pomiędzy zbiorami współczynników  $R^2$  uzyskanych dla badanych krzywych. W tym celu wykorzystano testy rang Kruskala–Willisa z poziomem istotności  $\alpha = 0,05$ . Dla tego testu hipotezy zerową ( $H_0$ ) oraz alternatywną ( $H_1$ ) sformułowano jak poniżej (k – liczba porównywanych zbiorów):

 $H_0: F_1(x) = F_2(x) = \dots = F_k(x)$  (wszystkie zbiory pochodzą z jednej populacji),

 $H_1: F_i(x) \neq F_j(x)$ , dla pewnych par  $(i \neq j)$  (nie wszystkie zbiory pochodzą z tych samych populacji).

Testy wykonano niezależnie dla każdego estymatora. Tabela 5.2 zawiera uzyskane wyniki testów. Znak X oznacza odrzucenie  $H_0$  (zbiory nie pochodzą z tej samej populacji), znak O oznacza brak podstaw do odrzucenia  $H_0$  (zbiory pochodzą z tej samej populacji).

#### Tabela 5.2

Wyniki testów Kruskala–Willisa na istnienie różnicy pomiędzy wartościami współczynnika *R*<sup>2</sup> uzyskanych dla badanych krzywych z uwzględnieniem różnych podziałów

Lp.	Pod	rms	mean	ZC	TPS	S	E	MDF	MNF	H <sub>IF</sub>	H <sub>AM</sub>	
1	br	ak	Х	Х	0	0	Х	0	0	0	0	Х
2	osoba	elektroda 1	0	0	0	0	Х	0	0	0	0	0
2	ΙiΠ	elektroda 2	Х	Х	0	0	Х	0	0	0	0	Х
2	osoba I	elektroda	0	0	0	0	Х	0	0	0	0	0
	osoba II	1 i 2	Х	Х	0	0	Х	0	0	0	0	Х
	agaha I	elektroda 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0800a 1	elektroda 2	0	0	0	0	0	0	X	0	0	0
4 -	agaha II	elektroda 1	0	Х	0	0	Х	0	0	0	0	Х
	osoba II	elektroda 2	Х	X	0	0	Х	0	0	0	0	Х

Testy wykonano dla różnych podziałów: brak podziału, podział ze względu na miejsce mocowania elektrod, podział ze względu na osobę badaną.

Najistotniejszy jest podział czwarty (podział na osoby i miejsce mocowania elektrod). Można zaobserwować, że w przypadku estymatorów ZC, TPS, E, MDF, MNF,  $H_{IF}$  (obszary z szarym tłem) w każdym z testowanych podziałów (poza jednym) nie było podstaw do odrzucenia  $H_0$  (sytuacja ta ma również miejsce dla innych podziałów). Świadczy to o zbliżonym rozrzucie wyników dla powyższych estymatorów. Dlatego też wyznaczanie najko-rzystniejszej krzywej ze statystycznego punktu widzenia nie ma uzasadnienia. W przypadku pozostałych estymatorów (*rms, mean, S, H<sub>AM</sub>*) sytuacja ta również nie jest oczywista i zależy od rozpatrywanego przypadku. Niemniej jednak pokuszono się o wyznaczenie krzywej, która charakteryzowała się najwyższymi wartościami współczynnika  $R^2$ . W tym celu obliczono wartość średnią współczynnika  $R^2$  dla każdego estymatora (z podziałem na osobę i mocowanie elektrody). Analiza wyników wykazała, że można dokonać podziału na dwie grupy estymatorów. Wspomnianą sytuację dobrze obrazuje przykładowy rozkład współczynników  $R^2$  dla osoby II, pozycji elektrody 1 (rys. 5.18).



Rys. 5.18. Rozkłady R<sup>2</sup> dla badanych estymatorów (osoba II, elektroda 1)

Do jednej grupy należą estymatory: *rms, mean, S, E, H<sub>AM</sub>*. Charakteryzowały się one współczynnikami  $R^2$  w zdecydowanej większości przypadków wyższymi niż wartość 0,7. Do drugiej grupy należały estymatory *ZC, TPS, MDF, MNF* oraz *H<sub>IF</sub>*. Rozkład współczynników  $R^2$  w ich przypadku był bardziej rozłożony, przyjmując wartości od 0,8 do 0,1 i niższe. W dalszym etapie wyznaczania najkorzystniejszej funkcji brano pod uwagę wyłącznie wyniki dla estymatorów z pierwszej grupy.

Kolejnym krokiem było obliczenie wartości średniej, jakie przyjmował parametr  $R^2$  dla wszystkich estymatorów grupy pierwszej dla każdej z funkcji. W ten sposób obliczono, dla której funkcji średni parametr  $R^2$  osiągnął najwyższe wartości. Dla wszystkich przypadków (podział na osoby i mocowanie elektrody) najwyższą wartość średnią uzyskano dla funkcji wielomian (drugiego stopnia). Następną w kolejności okazała się funkcja potęgowa. Kolejnymi były funkcje liniowa, logarytmiczna oraz wykładnicza.

#### 5.3.2. Wnioski

Z przeprowadzonych analiz wynika, że najkorzystniejszą funkcją opisującą zależność łączącą estymator oraz wartość siły zacisku jest funkcja wielomianowa drugiego stopnia. Współczynniki determinacji ( $R^2$ ) w jej przypadku każdorazowo przyjmował najwyższe wartości w porównaniu z wynikami uzyskiwanymi przy wykorzystaniu innych funkcji. Druga w kolejności okazała się funkcja potęgowa. Ona również w zdecydowanej większości przypadków plasowała się na drugim miejscu. Należy przy tym podkreślić, iż różnice pomiędzy uzyskanymi wartościami współczynnika  $R^2$  nie były istotne statystycznie. Nie należy więc ich traktować bezkrytycznie, a jedynie mogą stanowić wskazówkę przy wyborze funkcji do opisu badanego zjawiska.

# 5.4. Zmiana sygnału sEMG na przestrzeni dni

Spośród prac nad długoterminowymi badaniami sygnałów EMG zdecydowaną większość stanowią te związane z zagadnieniami wykorzystywanymi wprost w medycynie. Część z nich koncentruje się nad badaniem charakteru zmian sygnału w zależności od stopnia zaawansowania stanu chorobowego [287, 288], inne związane są z obszarem rehabilitacji [289]. W żaden sposób nie odnoszą się do wyznaczania siły realizowanej przez mięsień, a jedynie sygnał EMG traktowany jest jako symptom postępu choroby czy rehabilitacji. Jedną z niewielu prac łączących w sobie element wpływu odstępu czasu pomiaru i siły napięcia mięśnia jest praca J. Kollmitzera [290]. W niej do analizy sygnału sEMG nogi wykorzystano pomiary rejestrowane w odstępach 3 min, 90 min i 6 tygodni. Nie były to jednak pomiary, w których obiektem zainteresowania była zależność sygnał sEMG – siła (wyrażona w niutonach). Bazowano w głównej mierze na parametrze MVC. Pomimo że praca dowodzi wpływu czasu na stabilność analizowanych sygnałów, nie odpowiada na pytanie, czy zachodzące zmiany postępują w sposób przewidywalny.

#### 5.4.1. Badania własne

W związku z faktem, że podczas rozpoznania literaturowego nie natrafiono na prace, które w sposób regularny badałyby zachowanie sygnału sEMG w korelacji z siłą na przestrzeni godzin czy dni, wykonano szereg pomiarów związanych z określeniem charakteru takich zmian. Pomiary realizowano na przestrzeni kolejnych sześciu dni.

W celu eliminacji wpływu czynników zewnętrznych oraz środowiskowych na otrzymane wyniki wszystkie pomiary wykonano na tym samym stanowisku (to samo pomieszczenie). Osoba badana znajdowała się w pozycji siedzącej, z kończyną górną podpartą w przedramieniu, ugiętą w stawie łokciowym pod kątem 120°. Ustawienie to pozwalało na wyeliminowanie funkcji nawracania-odwracania przedramienia powstające z udziałem mięśnia zginacza promieniowego oraz mięśnia łokciowego nadgarstka. Badania przeprowadzono dla dwóch zdrowych osób. Osoba pierwsza (oznaczana jako I) to mężczyzna, wiek 41 lat, wzrost 185 cm, waga 84 kg. Osoba druga (oznaczana jako II) to kobieta, wiek 63 lat, wzrost 169 cm, waga 79 kg. Osoby dobrano tak, by charakteryzowały się zróżnicowaniem (wiek, wzrost itp.).

Podobnie jak we wcześniejszych badaniach pomiary realizowano w seriach. Każda seria to ciąg pomiarów dla czterech wcześniej zdefiniowanych sił. Pomiar dla każdej z sił składał się z minimum 10 sekwencji zacisku rękojeści ze stałą zadaną siłą trwającą 6 s oraz odpoczynku nie krótszego niż 10 s. W przypadku osoby I (mężczyzna) były to siły

25 N, 50 N, 75 N oraz 100 N. Dla osoby II (kobieta) zmniejszono zakres sił na 25 N, 40 N, 50 N oraz 75 N. W celu uniknięcia przyzwyczajania mięśnia do wzrastającego poziomu pobudzenia (siły zacisku) kolejność sił podczas serii pomiarowych była losowa (np. 50 N, 100 N, 25 N, 75 N). Przerwa pomiędzy seriami pomiarowymi wynosiła kilka minut. Podczas pomiarów, dzięki stałemu wyświetlaniu na ekranie monitora aktualnie realizowanej siły zacisku, osoba badana mogła stale kontrolować i korygować jej poziom. Jej celem było utrzymanie zadanej siły z dokładnością ±5% wartości zadanej. Tylko takie powtórzenie było zaliczane. Wykonano 11 serii pomiarowych dla osoby I oraz 10 serii dla osoby II, na które w sumie złożyło się 966 powtórzeń zacisków dłoni na rękojeści. W przypadku dwóch serii dziennie realizowano je w co najmniej sześciogodzinnych odstępach.

Sygnał sEMG rejestrowano w tych samych miejscach co w przypadku etapu drugiego badań prezentowanych w podrozdziale 5.1. Dokładne miejsce mocowania elektrod na kończynie przedstawia rysunek 5.8.

W celu przeprowadzenia analiz statystycznych sygnał czasowy sEMG wykorzystano do obliczenia estymatora reprezentującego w sposób jednoliczbowy jego poziom w czasie zacisku. Do analizy wybrano cztery z szeregu wcześniej prezentowanych estymatorów (podrozdz. 5.2). Trzy z nich reprezentowały metody analizy bazujące na energii sygnału. Wykorzystano również parametr *TPS (Turn Per Second*), który można zaliczyć do analiz częstotliwościowych. Sygnał sEMG w pierwszej kolejności był poddawany filtracji pasmowoprzepustowej w zakresie częstotliwości 10–500 Hz sugerowanych przez standardy ISEK [213].

Korzystając z wyżej przedstawionych estymatorów, posłużono się testami statystycznymi w celu zbadania, czy zarejestrowane sygnały sEMG można uznać za stabilne na przestrzeni przeprowadzonych serii pomiarowych. Analizy przeprowadzono z podziałem na osoby oraz realizowane siły zacisku. Wszystkie testy wykonano w podobny sposób. Każdorazowo podczas testów statystycznych przyjmowano jako krytyczną wartość poziomu istotności  $\alpha = 0,05$ .

Bodźcem do generowania sygnału sEMG był zacisk dłoni na rękojeści. Dlatego, jak we wcześniejszych badaniach, w pierwszej kolejności sprawdzono poziom zmian rejestrowanej siły w każdej z serii pomiarowych (na serię składało się od 10 do 15 zacisków z zadaną siłą). W tym celu wykorzystano procentowy współczynnik zmienności  $V_x$  wyznaczany dla każdej z serii oraz siły zacisku. W przypadku osoby I przyjmował on wartości z zakresu 0,13–0,61%, natomiast w przypadku osoby II wartości z zakresu 0,22–1,29%. Można więc uznać, że realizowana siła była stabilnie utrzymywana podczas pomiarów, a jej zmiany nie miały istotnego wpływu na rejestrowane sygnały sEMG, a przez to na wyniki prowadzonych analiz.

Jak wspomniano wcześniej, głównym celem badań było sprawdzenie istotności różnic pomiędzy zbiorami obliczonych wartości poszczególnych badanych estymatorów. Zbiory te tworzyły wartości uzyskane dla kolejnych serii z podziałem na siły zacisku. Na rysunku 5.19 zaprezentowano przykładowy wykres zmian rozkładu uzyskany dla estymatora *E* (energia) dla osoby I. Analogiczne rozkłady wyznaczono dla pozostałych estymatorów oraz miejsc mocowania elektrod. Już analiza wizualna pozwoliła przypuszczać, że istnieje statystycznie istotna różnica pomiędzy poszczególnymi seriami. Obserwacje te zweryfikowano testami statystycznymi.



Rys. 5.19. Wykres zmian rozkładu estymatora E dla badanych sił dla osoby I

Aby wykonać testy na istotność statystyczną różnic populacji pomiędzy seriami pomiarowymi, w pierwszej kolejności dla każdej z serii przeprowadzono testy sprawdzające zgodność rozkładu wartości poszczególnych estymatorów w serii z rozkładem normalnym. Z wykorzystaniem testów W Shapiro–Wilka sprawdzono, czy rozkłady zmiennych są zgodne z rozkładem normalnym. Dla tego testu hipotezy zerowa ( $H_0$ ) oraz alternatywna ( $H_1$ ) zostały sformułowane:

 $H_0$ : rozkład badanej cechy jest rozkładem normalnym,

 $H_1$ : rozkład badanej cechy nie jest rozkładem normalnym.

Jak wcześniej, poziom istotności statystycznej przyjęto  $\alpha = 0.05$ .

Spośród 556 pojedynczych serii (na każdą składało się kilkanaście zacisków ręki) w 63 przypadkach nie było podstaw do odrzucenia  $H_0$ . W rezultacie z 64 zbiorów serii do porównań<sup>23</sup> jedynie dla 28 przypadków nie było podstaw do odrzucenia hipotezy o zgodności wszystkich badanych zbiorów z rozkładem normalnym. Tak więc jedynie w 28 przypadkach uzasadniony był następny krok, czyli zbadanie jednorodności wariancji. W tym celu wyko-rzystano testy Browna–Forsytha. Dla tego testu hipotezy zerowa  $(H_0)$  oraz alternatywna  $(H_1)$  zostały sformułowane (k – liczba porównywanych zbiorów):

 $H_0: \sigma_1^2 = \sigma_2^2 = ... = \sigma_k^2$  (wariancje populacji nie różnią się),  $H_1: \sigma_i^2 \neq \sigma_j^2$  dla pewnych par  $(i \neq j)$  (wariancje populacji są różne). Poziom istotności statystycznej przyjęto  $\alpha = 0.05$ .

Dla 22 zbiorów serii (z wcześniej wyznaczonych 28) nie było podstaw do odrzucenia  $H_0$  o braku różnic pomiędzy wariancjami testowanych serii. Dla nich wykonano parametryczną

<sup>&</sup>lt;sup>23</sup> Liczba zbiorów wynikała z kombinacji: cztery siły, cztery estymatory, dwie osoby badane oraz dwa miejsca mocowania elektrod dają w sumie 64 unikatowe przypadki.

jednoczynnikową analizę wariancji ANOVA. Dla tego testu hipotezy zerowa  $(H_0)$  oraz alternatywna  $(H_1)$  zostały sformułowane (k - liczba porównywanych zbiorów):

 $H_0$ :  $\mu_1 = \mu_2 = ... = \mu_k$  (wartości cechy mierzalnej populacji nie różnią się),

 $H_1^i$ :  $\mu_i \neq \mu_j$  dla pewnych par  $(i \neq j)$  (wartości cechy mierzalnej populacji są różne).

Poziom istotności statystycznej przyjęto  $\alpha = 0.05$ .

Wynik wskazał, że jedynie dla estymatora *rms, mean* oraz *E* (energia) dla osoby I, elektrody w pozycji 1 oraz siły zacisku 100 N nie było podstaw do odrzucenia hipotezy o statystycznym braku istotności różnic pomiędzy seriami. Dla tych przypadków wartość prawdopodobieństwa testowego *p* wynosiła odpowiednio: 0,53, 0,50, 0,59. W pozostałych przypadkach obliczona wartość p < 0,000044.

Dla pozostałych zbiorów, dla których nie spełniono warunku dotyczącego normalności rozkładu wartości badanych estymatorów, wykonano analizy nieparametryczne. W tym celu wykorzystano test Friedmana będący nieparametrycznym odpowiednikiem jednoczynnikowej analizy wariancji dla pomiarów powtarzanych i bazującym na sumie rang [291]. Dla tego testu hipotezy zerowa ( $H_0$ ) oraz alternatywna ( $H_1$ ) zostały sformułowane (k – liczba porównywanych zbiorów):

 $H_0$ :  $Me_1 = Me_2 = ... = Me_k$  (mediany badanej cechy kolejnych populacji nie różnią się),

 $H_1: Me_i \neq Me_j$ , dla pewnych par  $(i \neq j)$  (mediany badanej cechy kolejnych populacji są różne).

Poziom istotności statystycznej przyjęto  $\alpha = 0.05$ .

Analizy wykonano dla wyżej wymienionych wszystkich 64 kombinacji pomiarów. Tabela 5.3 zawiera otrzymane wyniki. Jedynie dla osoby I, elektrody w pozycji 1, siły zacisku 100 N oraz estymatorów *rms*, *mean*, *E* stwierdzono istotny statystycznie brak różnic pomiędzy badanymi seriami. Wynik ten jest zbieżny z wcześniej wykonanym testem ANOVA.

Czy istnieje zróżnicowanie pomiędzy wartościami estymatorów w poszczególnych dniach. Wyniki testu Kruskala–Willisa (X –  $H_0$  odrzucona, O –  $H_0$  nieodrzucona)

			Oso	ba I		Osoba II							
Pozycja elektrody	Estymator		sila										
		25	50	75	100	25	40	50	75				
	rms	X	Х	Х	0	Х	Х	Х	Х				
1	mean	X	Х	Х	0	Х	Х	Х	Х				
1	TPS	X	Х	Х	Х	Х	Х	Х	Х				
	Ε	X	Х	Х	0	Х	Х	Х	Х				
	rms	X	X	Х	Х	Х	Х	X	Х				
2	mean	X	X	Х	Х	Х	Х	X	Х				
Z	TPS	X	X	Х	Х	Х	Х	X	Х				
	Ε	X	X	X	Х	X	X	X	X				

## Tabela 5.3

W związku z faktem, że tylko jedna seria pomiarowa spełniła postawione na początku założenie, zdecydowano się na analizę krótszych ciągów serii sygnałów. Przeprowadzono tzw. testy post hoc umożliwiające analizę istotności różnic statystycznych wszystkich możliwych kombinacji dla badanych serii pomiarowych (nawet do dwóch najbliższych następujących po sobie serii pomiarowych). Koncentrowano się na występujących po sobie seriach. Odnotowano brak istotnych statystycznie różnic pomiędzy badanymi seriami, jednak różnica ta występowała na tyle rzadko, że przeprowadzone testy nie pozwoliły na sformułowanie jakiejkolwiek spójnej zależności dla wszystkich badanych sił, pozycji mocowania elektrody czy badanej osoby.

Dlatego też założono, że odstęp czasu pomiędzy seriami na poziomie kilku godzin jest zbyt duży na pewne zdarzenie, jakim jest zachowanie spójności pomiędzy rejestrowanymi danymi i przyszłościowym wnioskowaniem na ich podstawie.

O ile powyższe wyniki potwierdziły ogólnie znaną wiedzę, że sygnały sEMG są sygnałami silnie zmiennymi, to dotychczasowe analizy nie odpowiedziały na kolejne pytane. Czy istnieje stała zależność pomiędzy zmianami estymatorów dla różnych sił w poszczególnych seriach?

Aby znaleźć odpowiedź, porównywano zmiany wartości średnich badanych estymatorów sEMG dla badanych sił (25–100 N). Zakładając, że istnieje stały w czasie (na przestrzeni kilku dni) związek pomiędzy sygnałem sEMG a siłą zacisku, to zależność taka powinna zostać uchwycona właśnie przy wykorzystaniu analizy korelacji. Założono, że zmiany uzyskiwanych wartości estymatorów na przestrzeni kilku dni powinny zachodzić proporcjonalnie i wpływać na wartości estymatorów uzyskanych dla każdej z badanych sił w jednakowy sposób. Inaczej mówiąc, proporcje odległości poszczególnych estymatorów dla badanych sił (np. pomiędzy 25 N i 50 N) powinny zostać zachowane.

Co istotne, jeśli omawiana zmienność estymatorów siły zacisku a siłą zacisku nie jest stała w czasie, a zmienia się proporcjonalnie (bez względu na to, czy będzie to proporcjonalność liniowa, czy nie), zjawisko to zostanie uchwycone.

Należy podkreślić, że zjawisko opisane we wcześniejszym podrozdziale, czyli brak podstaw do wnioskowania o braku różnicy istotności statystycznej pomiędzy seriami, nie stoi w sprzeczności z opisanym właśnie zjawiskiem korelacji. Jest całkowicie innym badanym zjawiskiem.

Bazując na wcześniej przeprowadzonych testach (brak normalności rozkładów estymatorów w poszczególnych seriach), wykorzystano analizy korelacji nieparametrycznej rang Spearmana. Wykorzystanie rang Spearmana ma tę zaletę, że ze względu na swój charakter również umożliwia badanie zależności nieliniowych, a właśnie o taki charakter podejrzewa się zależność pomiędzy sygnałem sEMG a siłą zacisku. Tabela 5.4 prezentuje uzyskane wyniki.

Wartości z tabeli 5.4 wskazują siłę korelacji, jednak jedynie oznaczone kolorem czerwonym są istotne statystycznie (dla  $\alpha = 0,05$ ). Tak więc wyłącznie one powinny być brane pod uwagę przy wnioskowaniu. W niewielu przypadkach można mówić o istotności statystycznej obliczonego współczynnika korelacji, jednak zauważalna jest tendencja, że dla pomiarów z użyciem elektrod zamocowanych w miejscu 2 można odnotować większą ich liczbę (zarówno dla osoby I, jak i osoby II). Dodatkowo zauważono, że istotność statystyczna współczynnika korelacji dla trzech przypadków występowała bez względu na rodzaj badanego estymatora (w jednym przypadku taka sytuacja wystąpiła dla trzech badanych estymatorów). Pomimo braku istotności statystycznej współczynników korelacji pokuszono się o obliczenie średniej wartości korelacji z uwzględnieniem punktu mocowania elektrod i osoby badanej. Dla obu badanych osób dla pozycji elektrod 2 średnia wartość korelacji była wyższa o około 0,1. Należy jednak pamiętać, że wynik ten ze względu na brak istotności statystycznej można jedynie interpretować jako orientacyjny.

		Pozycja elektrody											
Osoba	Siła		1	1		2							
		rms	mean	TPS	E	rms	mean	TPS	E				
	25-50	0,09	0,09	0,54	0,31	0,44	0,54	0,01	0,56				
	25-75	0,68	0,68	0,71	0,68	0,24	0,40	0,42	0,37				
т	25-100	0,29	0,29	0,71	0,29	0,01	0,19	0,33	0,17				
1	50-75	0,49	0,49	0,94	0,68	0,87	0,87	0,84	0,82				
	50-100	0,26	0,26	0,94	0,29	0,59	0,60	0,93	0,58				
	75–100	-0,07	-0,07	1,00	-0,07	0,45	0,51	0,90	0,49				
	25-40	0,74	0,74	-0,20	0,74	0,81	0,81	0,77	0,88				
	25-50	0,54	0,57	0,74	0,57	0,38	0,38	0,33	0,38				
п	25-75	0,86	0,86	0,61	0,86	0,78	0,77	0,63	0,77				
11	40-50	0,24	0,24	0,61	0,24	0,50	0,47	0,07	0,43				
	40-75	0,26	0,26	-0,03	0,26	0,74	0,67	0,40	0,69				
	50-75	0,61	0,74	0,36	0,74	0,85	0,87	0,80	0,87				

# Tabela 5.4 Korelacja rang Spearmana pomiędzy siłami

Sprawdzono również, czy istnieje związek pomiędzy zmianami estymatorów dla obu badanych osób. Istnienie takiego związku mogłoby świadczyć np. o wpływie procedury pomiarowej, czy innych niekontrolowanych czynnikach, którym były poddawane obie badane osoby. Również w tym przypadku skorzystano z analizy korelacji nieparametrycznej rang Spearmana. Korelacje sprawdzono niezależnie dla każdej z wspólnych dla obu badanych osób sił, czyli 25 N, 50 N oraz 75 N. Bazując na wynikach wyżej prezentowanych badań i stwierdzeniu, że nie istnieją istotne statystycznie korelacje pomiędzy wynikami uzyskiwanymi dla poszczególnych sił na przestrzeni badanego okresu kilku dni, można założyć, iż również w tym przypadku nie powinny istnieć żadne zależności. Przeprowadzone analizy potwierdziły to założenie. Uzyskane współczynniki korelacji nie przekraczały wartości 0,5, jednocześnie będąc obarczone brakiem istotności statystycznej.

Wyznaczenie funkcji, która będzie opisywała zależność zmian pomiędzy sygnałem sEMG a siłą zacisku, jest głównym celem niniejszej monografii. Dlatego poza wyznaczeniem samej funkcji równie istotna jest informacja o tym, jakim zmianom w czasie może podlegać dana funkcja, a dokładniej jej współczynniki. Dlatego też sprawdzono, jak na przestrzeni serii pomiarowych zmieniają się estymatory funkcji opisującej krzywą zależności pomiędzy

realizowaną siłą zacisku a sygnałem sEMG. Bazując na wynikach prezentowanych w podrozdziale 5.3 zbieżnych z wynikami pracy [41], analizy wykonano dla wielomianu drugiego stopnia z współczynnikami a, b, c (opisanego równaniem (5.15)).

W ten sposób dla estymatora *rms* wyznaczono współczynniki wielomianu *a*, *b*, *c* dla badanych osób oraz miejsca mocowania elektrod. Przykładowe wyniki zmian przedstawiono na rysunku 5.20.



**Rys. 5.20.** Zmiany współczynników wielomianu drugiego stopnia (osoba I, estymator *rms*, pozycja elektrody 2)

Wszystkie wyznaczone współczynniki a, b, c wyróżniał znaczny i nieregularny charakter zmian. Potwierdziły to bardzo wysokie wartości procentowego współczynnika zmienności  $(V_{v})$ , sięgając średnio wartości rzędu kilkuset procent.

Na rysunku 5.20 można zaobserwować bardzo silną korelację pomiędzy zmianami współczynników *a* oraz *c*. Obliczony współczynnik korelacji Pearsona dla parametrów *a* oraz *c* z podziałem na osoby oraz miejsca mocowania elektrod przyjmował bardzo wysokie wartości z zakresu 0,79–0,97 (wszystkie istotne statystycznie). Wynik ten można interpretować jako pewne zachowanie wzorca kształtu wielomianu drugiego stopnia opisującego zależność sEMG – siła zacisku.

#### 5.4.2. Wnioski

Na podstawie powyższych analiz można sformułować następujące wnioski:

- testy Friedmana wykazały, że odstęp czasu na poziomie kilku godzin jest zbyt duży, by zaobserwować zachowanie spójności pomiędzy rejestrowanymi wartościami estymatorów i przyszłościowym wnioskowaniem na ich podstawie,
- zarejestrowane zmiany estymatorów nie zachowywały proporcji pomiędzy badanymi siłami na przestrzeni kilku dni,
- wyznaczone współczynniki a, b, c wielomianu drugiego stopnia opisującego zależność zmian siły od zastosowanego estymatora charakteryzowała bardzo duża zmienność na przestrzeni kilku dni (V, na poziomie kilkuset procent),
- odnotowano bardzo wysoką (> 0,79) korelację pomiędzy parametrem *a* oraz *c* wielomianu (niezależnie od badanej osoby czy miejsca mocowania elektrody).

# 5.5. Wpływ drgań na sygnał sEMG

Możliwości stosowania sygnałów sEMG w przypadku występowania silnych wibracji są kluczowym elementem mogącym rzutować na aplikacyjność proponowanego w monografii podejścia do estymacji siły zacisku. Zagadnienie to poruszane w wielu publikacjach należy od razu podzielić na dwa zupełnie różne podejścia.

Pierwsze koncentruje się na analizach sygnałów sEMG zarejestrowanych podczas występowania pożądanej wibracji. Często jest spotykane w zastosowaniach medycznych (diagnostyka, rehabilitacja) oraz sportowych (wspomaganie procesów regeneracji czy treningu). Temat ten został poruszony w podrozdziale 2.5.

Drugie podejście koncentruje się na wpływie wibracji na jakość rejestrowanego sygnału sEMG i związane jest z ich występowaniem jako efekt uboczny pracy narzędzia / urządzenia. Zagadnienie to było tematem wielu publikacji, jednak w zdecydowanej większości dotyczą one drgań o oddziaływaniu ogólnym (WBV), dla których problem sił wiążących układy (zacisku, nacisku) nie istnieje [140, 292–297].

Jedno z głównych zagadnień wpływających na poprawne wnioskowanie sprowadza się do pytania: czy mierzone sygnały są obarczone artefaktami wynikającymi z oddziaływania drgań na osobę badaną, czy ich wartości wynikają wyłącznie z niezakłóconej czynnikami drganiowymi pracy badanych mięśni.

Na bazie przeprowadzonego rozpoznania literaturowego można zaryzykować stwierdzenie, że większość naukowców skłania się do podejścia zakładającego, że to artefakty ruchowe stanowią główne źródło zakłóceń sygnałów sEMG podczas występowania drgań [140, 292, 294, 296, 297]. Co warte podkreślenia, w części z prac autorzy we wnioskach końcowych zwracają uwagę na to, iż wpływ zakłóceń ruchowych w wielu przypadkach nie ma istotnego znaczenia dla analizowanego sygnału ze względu na ich bardzo niski poziom w stosunku do poziomu sygnału sEMG [297]. Niemniej jednak ich występowanie jest niepodważalne. Źródłem powstawania artefaktów ruchowych jest przemieszczanie się elektrod oraz skóry. Ruchy te generują pseudosinusoidalne sygnały w obwodzie pomiarowym widoczne w widmie częstotliwościowym sygnału sEMG (jako główna składowa wraz z harmonicznymi). Dodatkowo ich identyfikacja jest trywialna, gdyż generowane częstotliwości sa tożsame z częstotliwościami bodźca drganiowego. Eliminację artefaktów ruchowych uzyskuje się poprzez wykorzystanie filtrów pasmowozaporowych dobranych tak, by częstotliwość filtru pokrywała się z częstotliwościa wymuszenia drganiowego. Przykład działania takiego podejścia zaprezentowano na rysunku 5.21. Rysunek zapożyczony z pracy Abercromby'ego i in. [140] przedstawia widmo sygnału sEMG obarczonego artefaktami ruchowymi o częstotliwości 30 Hz (linia kropkowana) oraz efekt filtracji z użyciem filtru Chybysheva pasmowozaporowego II rzędu (linia ciągła).

Innym rodzajem artefaktów jest generowanie dodatkowych sygnałów elektromiograficznych w wyniku skurczy pobudzanego mięśnia. Okazuje się, że oddziaływanie wibracji mechanicznych w miejscach takich jak brzusiec mięśnia lub ścięgno wywołuje u niego dodatkowe skurcze. Ustępują one natychmiast po zaniku bodźca drganiowego. Takie zachowanie mięśnia wynika głównie z fizycznego pobudzenia wrzecionka nerwowo-mięśniowego (ang. *muscle spindles*), które wysyła do rdzenia kręgowego sygnały aktywujące mimowolne i wręcz natychmiastowe odruchy (monosynaptyczne i polysynaptyczne), powodując skurcz mięśnia. Zjawisko to opisane już w 1965 roku przez Hagbartha i Eklunda znane jest jako ang. *tonic vibration reflex* (TVR) [298–300]. O ile występowanie tego typu zakłóceń na etapie analizy sygnałów sEMG może być bardzo trudne do zidentyfikowania i eliminacji, to w większości przypadków, w momencie projektowania badań można je wyeliminować, odpowiednio dobierając badany mięsień (lub grupę mięśniową) oraz miejsce stymulacji drganiami.



Rys. 5.21. Widmo sygnału sEMG - przykład artefaktu ruchowego 30 Hz (źródło [140])

Przykładem pracy traktującej o wpływie wibracji na sygnał sEMG jest publikacja Åströma i in. [301], gdzie badano wpływ oddziaływania stymulacji drganiowej (10 Hz, 2,4 m/s<sup>2</sup>) na poziom sygnału sEMG. Procedura badawcza to: pozycja siedząca z obciążeniem ramienia hantlem, 15-sekundowy pomiar sygnału sEMG, 3-minutowe utrzymanie hantla (z wibracją / bez wibracji), ponowny pomiar sygnału sEMG. Badania wykazały brak statystycznie istotnej różnicy pomiędzy wynikami uzyskanymi dla eksperymentu bez i z stymulacją wibracjami.

Jak wcześniej wspomniano, zdecydowana większość prac dotyczy drgań oddziałujących w sposób ogólny na organizm człowieka. Wpływ drgań na sygnały sEMG w przypadku ich działania na kończyny górne nie jest zagadnieniem szeroko publikowanym. We wcześniej cytowanej pracy [300] Martin i in. wprawdzie wykorzystywali w badaniach kończynę górną, jednak ich zainteresowania ukierunkowane były na badanie zjawiska TVR i analizy jego wpływu na zmęczenie oraz aktywację jednostek motorycznych pobudzanego mięśnia.

Jedną z dwóch odnalezionych prac dotykających zagadnienia ściśle związanego z poruszanym w niniejszym podrozdziale wpływem drgań na sygnały sEMG jest publikacja Fattoriniego i in. [302]. Z wykorzystaniem pomiarów z udziałem 17 osób, dla różnych sił zacisku zbadano wpływ drgań o różnych częstotliwościach na sygnał sEMG rejestrowany dla dwóch mięśni: m. prostownik promieniowy długi nadgarstka (*m. extensor carpi radialis longus*) oraz m. zginacz łokciowy nadgarstka (*m. flexor carpi ulnaris*). Badania przeprowadzono dla jednego poziomu prędkości drgań (0,027 m/s), czterech częstotliwości (20, 30, 33, 40 Hz) oraz czterech sił zacisku dłoni na rękojeści (20%, 30%, 40%, 60% MVF). Każdy zacisk z ustaloną siłą trwał 45 s. Do kontroli zmęczenia mięśnia wykorzystano parametry *rms* oraz SL (ang. synch level), gdzie SL obliczano jako wskaźnik procentowy udziału mocy fragmentu widma sygnału sEMG wokół (±2 Hz) częstotliwości wymuszenia drganiowego w stosunku do całkowitej mocy filtrowanego sygnału [300]. Analizy parametrów *rms* oraz SL nie wykazały istotnych zmian sygnału, a co za tym idzie – brak wpływu zmęczenia na wyniki badań. Odnotowano również liniową zależność pomiędzy zmianami wartości *rms* wraz ze wzrostem siły zacisku zarówno dla sytuacji bez, jak i z oddziałującymi drganiami. Autorzy wnioskują więc, że wpływ drgań o różnych amplitudach nie ma istotnego znaczenia dla poziomu sygnałów sEMG. W ocenie autorów publikacji jest to stwierdzenie oryginalne, gdyż nie są im znane inne prace, które badałyby to zjawisko.

Drugą publikacją jest praca Widii i Dawala [303], w której starano się zbadać wpływ wibracji (użyto wiertarki ręcznej) na siłę chwytu poprzez wykorzystanie wskaźnika MVC poszczególnych mięśni biorących udział w pracy. Należy jednak zaznaczyć, że badania ukierunkowane były na wpływ wibracji na wyniki pomiarów sEMG rejestrowanych po ustąpieniu wibracji. Badania wykonano dla dwóch czasów trwania narażenia (5 i 15 minut) oraz czterech bardzo zbliżonych poziomów drgań (10,24, 10,45, 10,38, 10,69 m/s<sup>2</sup>). Wyniki badań nie wykazały różnicy pomiędzy rejestrowanymi wartościami MVC. Potwierdziły natomiast istotny statystycznie spadek wartości MVC poszczególnych mięśni wyznaczanych przed oraz po realizacji eksperymentu. Obserwacja ta wydaje się oczywista chociażby z uwagi na zmęczenie mięśni.

Analiza powyżej prezentowanych publikacji potwierdza istnienie dużej luki w sferze badań nad wpływem drgań na sygnały sEMG w obszarze kończyny górnej. Jako dodatkowe tego potwierdzenie można uznać spis przytaczanej w obu publikacjach literatury, w którym nie sposób się doszukać badań dotykających tego zagadnienia. Dlatego też zdecydowano o konieczności wykonania własnych eksperymentów mających na celu potwierdzenie wyżej przedstawionych wniosków.

#### 5.5.1. Badania własne

Przeprowadzono badania mające na celu weryfikację wiedzy zaprezentowanej powyżej, rozszerzając je o dodatkowe elementy. Główne pytanie badawcze, na które starano się znaleźć odpowiedź, to: czy w analizowanym układzie drgania oddziaływujące na kończyny górne mają istotny wpływ na rejestrowane sygnały sEMG? W tym celu wykorzystano pełny układ pomiarowy zaprezentowany na rysunku 4.1 (równoległy pomiar siły zacisku, sygnałów sEMG oraz drgań).

Badania wykonano dla kilku wybranych amplitud i częstotliwości drgań. Badane amplitudy przyspieszeń to drgania o amplitudzie 0 m/s<sup>2</sup> (brak drgań), 2,8 m/s<sup>2</sup> oraz 11,2 m/s<sup>2</sup>. Zdecydowano się na pomiar przy braku wymuszenia drganiowego, traktując go jako punkt odniesienia. Bazując na wynikach prezentowanych w podrozdziale 5.4, zdecydowano, że sekwencja pomiarowa powinna każdorazowo zawierać również pomiar 0 m/s<sup>2</sup> (brak drgań). Poziomy drgań zostały ustalone przy uwzględnieniu maksymalnych dopuszczalnych wartości na bazie Rozporządzenia Ministra Rodziny, Pracy i Polityki Społecznej (Dz.U. 2018 poz. 1286) [73] dla 8-godzinnego oraz 30-minutowego czasu pracy. Dla powyższych amplitud częstotliwość generowanych sygnałów ustalono na 31,5 Hz, 125 Hz, 500 Hz oraz 1000 Hz. Ich dobór był podyktowany wytycznymi normy PN-EN ISO 5349-1:2004 [4], według której zakres częstotliwości 8–1000 Hz pasm oktawowych jest najmniej korzystny w odniesieniu do oddziaływania drgań na organizm człowieka. Dobrano więc takie częstotliwości, by reprezentowały całe sugerowane przez normę pasmo<sup>24</sup>. Badania wykonywano dla dwóch wybranych wartości siły zacisku: 25 N oraz 75 N. Sygnał sEMG rejestrowano równolegle w dwóch miejscach mocowania elektrod przyjętych jak we wcześniejszych badaniach opisanych w podrozdziale 5.1 jako etap drugi.

Procedura badawcza była zbliżona do wcześniejszych. Każda seria składała się z 5–7 powtórzeń zacisku z zadaną siłą, gdzie wartość siły musiała być utrzymywana na stałym zadanym poziomie z dokładnością  $\pm 5\%$  wartości zadanej. Pojedynczy zacisk trwał 6 s, po czym następował odpoczynek minimum 10 s. Dla każdego z trzech badanych kierunków działania drgań wykonano 24 serie pomiarowe<sup>25</sup>. Analizy przeprowadzono dla każdego z kierunków wymuszenia niezależnie. Obliczenia wykonano dla estymatorów, które wykazały użyteczność jako argument funkcji F(sEMG), czyli: *rms, mean, S, E, H<sub>AM</sub>* (podrozdz. 5.3).

# Wyniki dla kierunków X, Y, Z

Poniżej w sposób zwięzły przedstawiono wyniki uzyskane dla wszystkich trzech kierunków działania drgań. W pierwszym kroku z pomocą testu W Shapiro–Wilka sprawdzono, czy rozkłady zmiennych są zgodne z rozkładem normalnym. Dla tego testu hipotezy zerowa  $(H_0)$  oraz alternatywna  $(H_1)$  zostały sformułowane:

 $H_0$ : rozkład badanej cechy jest rozkładem normalnym,

 $H_1$ : rozkład badanej cechy nie jest rozkładem normalnym.

Poziom istotności statystycznej przyjęto  $\alpha = 0.05$ .

Z uwagi na znaczą liczbę przeprowadzonych testów (w sumie 720) w tabeli 5.5 przedstawiono wyniki w postaci procentowej, ukazując, w ilu przypadkach nie było podstaw do odrzucenia  $H_0$ .

Pozycja elektrody		Estymator, %								
	Kierunek drgań	rms	mean	S	E	H				
	X	88	92	88	88	92				
1	Y	75	75	75	88	75				
	Z	88	88	83	88	88				
	X	92	92	88	92	88				
2	Y	83	92	88	83	92				
	Z	100	92	92	96	92				

Tabela	5.5
--------	-----

Procentowa liczba zbiorów, dla których nie odrzucono  $H_0$  (test W Shapiro–Wilka)

<sup>&</sup>lt;sup>24</sup> Dla częstotliwości niższych niż 31,5 Hz oraz badanych amplitud przyspieszeń wartości przemieszczenia układu ruchomego wzbudnika były poza jego zakresem możliwości technicznych.

<sup>&</sup>lt;sup>25</sup> Dwie siły zacisku, cztery częstotliwości, trzy poziomy drgań.

W celu sprawdzenia istotności statystycznej różnic pomiędzy badanymi zbiorami wykorzystano test Kruskala–Willisa (brak normalności rozkładów). Dla tego testu hipoteza zerowa ( $H_0$ ) oraz alternatywna ( $H_1$ ) zostały sformułowane (k – liczba porównywanych zbiorów):  $H_0: F_1(x) = F_2(x) = ... = F_k(x)$  (wszystkie zbiory pochodzą z jednej populacji),

 $H_1^0$ :  $F_i(x) \neq F_j(x)$ , dla pewnych par  $(i \neq j)$  (nie wszystkie zbiory pochodzą z tych samych populacji).

Przyjęty poziom istotności statystycznej to  $\alpha = 0.05$ .

#### Amplituda drgań

W celu sprawdzenia wpływu amplitudy drgań na zmiany wartości badanych estymatorów wykonano testy Kruskala–Willisa z podziałem na: kierunek działania drgań, pozycję mocowania elektrody, częstotliwość drgań, siłę zacisku oraz estymator (w sumie 240 testów).

Bez względu na zastosowany estymator wyniki były zbliżone, nie wskazując, czy którykolwiek z nich jest bardziej lub mniej podatny na wpływ amplitudy drgań. W blisko 60% przypadków test Kruskala–Willisa nie dał podstaw do odrzucenia  $H_0$  (zbiory pochodzą z tej jednej populacji; rys. 5.22a). W pozostałych 40% przypadków testy wskazują, że przynajmniej dla jednej pary zbiorów różnica była istotna statystycznie. Sytuację taką obrazuje rysunek 5.22b: istnieje różnica istotna statystycznie dla pary amplitud wymuszenia 2,8 m/s<sup>2</sup> oraz 11,2 m/s<sup>2</sup>, natomiast dla pary 0 m/s<sup>2</sup> oraz 11,2 m/s<sup>2</sup> taka różnica nie została potwierdzona.



**Rys. 5.22.** Przykładowy rozkład wartości estymatora dla różnych amplitud drgań: a) S; b)  $H_{AM}$ 

W celu sprawdzenia istotności różnic statystycznych dla wszystkich możliwych kombinacji badanych zbiorów wykonano testy post hoc. W żadnym z badanych 94 przypadków nie stwierdzono, by różnice występowały pomiędzy wszystkimi badanymi zbiorami.

Powyższe badania w żaden sposób nie wskazują na to, by zarówno drgania, jak i ich poziom miały wpływ na wartości badanych estymatorów siły zacisku.

## Wpływ częstotliwości

Analogicznie jak powyżej sprawdzono, czy częstotliwość drgań oddziałujących na kończynę podczas pomiarów sygnału sEMG ma istotny statystycznie wpływ na uzyskiwane wyniki. Ponownie wykorzystano testy Kruskala–Willisa z podziałem na: kierunek działania drgań, pozycję mocowania elektrod, amplitudę drgań, siłę zacisku oraz estymator (w sumie 180 testów).

Ponownie bez względu na zastosowany estymator wyniki testów były zbliżone, nie wskazując, czy którykolwiek z nich jest bardziej lub mniej podatny na wpływ amplitudy drgań. Tym razem w blisko 34% przypadków test Kruskala–Willisa nie dał podstaw do odrzucenia  $H_0$  (zakładającej, że zbiory pochodzą z tej jednej populacji). Przykład ten zobrazowano na rysunku 5.23a. W pozostałych 66% przypadków przynajmniej dla jednej pary zbiorów różnica była istotna statystycznie (rys. 5.23b).



**Rys. 5.23.** Przykładowy rozkład wartości estymatora dla różnych częstotliwości drgań: a) *mean*; b) *rms* 

Ponownie przeprowadzono testy post hoc. Dla żadnego z testowanych przypadków nie stwierdzono, by różnice istotne statystycznie występowały pomiędzy wszystkimi badanymi zbiorami. Tak więc badania nie potwierdziły tezy, że poziom drgań ma istotny statystycznie wpływ na wartości badanych estymatorów.

Z uwagi na dużą liczbę przeprowadzonych testów powyżej przedstawiono je w wersji skompensowanej. Postanowiono jednak dla jednego z kierunków wymuszeń drgań (kierunek X) przedstawić szczegółową analizę.

#### Wymuszenie w kierunku X

W odróżnieniu od wyżej prezentowanych wyników poniższe zawierają analizy dla wszystkich estymatorów prezentowanych w podrozdziale 5.2, tj.: *mean, rms, S, E, H<sub>AM</sub>, MDF, MNF, ZC, TPS, H<sub>IF</sub>*. Wykorzystanie wszystkich estymatorów miało na celu dodatkowe sprawdzenie wpływu drgań na różne cechy sygnału (reprezentowane przez różne estymatory).

Tak jak wcześniej, pierwszym krokiem badań było określenie normalności rozkładu estymatorów w badanych seriach pomiarowych. Na 240 zbadanych rozkładów<sup>26</sup> z wykorzystaniem testu W Shapiro–Wilka w przypadku 79 (33%) należało odrzucić  $H_0$  o zgodności rozkładu badanych zbiorów z rozkładem normalnym. W związku z powyższym w dalszych badaniach wykorzystano analizy nieparametryczne.

Jako test sprawdzający istotność statystyczną różnic pomiędzy wartościami estymatora dla różnych amplitud wymuszenia drgań ponownie wykorzystano wyżej opisany test Kruskala–Willisa. Analizy wykonywano niezależnie dla każdej z badanych częstotliwości drgań, siły zacisku oraz pozycji mocowania elektrody oraz estymatora (w sumie 160 testów).

Tabela 5.6 zawiera wyniki testów Kruskala–Willisa na istotność statystyczną różnic pomiędzy wartościami estymatorów dla wszystkich trzech badanych poziomów drgań. Oznakowano je odpowiednio: X – istnieją podstawy do odrzucenia  $H_0$ , O – brak podstaw do odrzucenia  $H_0$ .

#### Tabela 5.6

Wyniki testów Kruskala–Willisa na istnienie różnicy pomiędzy wartościami estymatorów dla wszystkich badanych poziomów drgań (0 m/s<sup>2</sup>, 2,8 m/s<sup>2</sup>, 11,2 m/s<sup>2</sup>)

Kierunek drgań	Pozycja elektrody	Drgania częstotl.	Sila nominalna	rms	mean	ZC	SdL	S	E	MDF	MNF	$H_{IF}$	$H_{_{AM}}$
Х	1	1000	25	0	Х	X	Х	0	Х	0	0	Х	0
Х	1	1000	75	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Х	1	125	25	Х	X	0	X	X	X	X	0	0	Х
Х	1	125	75	0	0	X	Х	0	0	Х	Х	0	0
Х	1	31,5	25	Х	Х	X	X	X	X	0	0	X	Х
Х	1	31,5	75	0	0	Х	0	0	0	Х	Х	Х	0
Х	1	500	25	0	0	Х	Х	0	0	0	0	Х	0
Х	1	500	75	Х	X	0	0	X	X	0	0	0	Х
Х	2	1000	25	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Х	2	1000	75	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Х	2	125	25	Х	X	X	0	X	X	X	X	Х	Х
Х	2	125	75	Х	Х	0	0	Х	Х	Х	0	0	Х
Х	2	31,5	25	0	0	Х	0	0	0	0	0	Х	0
Х	2	31,5	75	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Х	2	500	25	0	0	X	X	0	0	X	X	X	0
Х	2	500	75	0	0	0	X	0	0	0	0	0	0

Globalne wnioski mogą być mylące, wskazując, że skoro istnieje istotna statystycznie różnica pomiędzy wszystkimi trzema badanymi zbiorami, to istnieje również pomiędzy

<sup>&</sup>lt;sup>26</sup> Liczba wynika z kombinacji zmiennych parametrów badania: dwie siły zacisku, trzy poziomy drgań, cztery częstotliwości, dziesięć estymatorów.

dowolnymi parami zbiorów<sup>27</sup>. Przeprowadzone testy wykazały, że jeżeli istniała istotna statystycznie różnica pomiędzy dowolnymi dwoma zbiorami, to już nie była ona istotna dla innej pary zbiorów. Powyższa sytuacja miała miejsce we wszystkich analizowanych przypadkach. Innymi słowy, nie odnotowano przypadku, dla którego istniałaby statystycznie istotna różnica pomiędzy wartościami estymatorów dla wszystkich trzech badanych amplitud drgań.

Przykładowe rozkłady wartości estymatora *rms* przedstawiono na rysunku 5.24. Przypadki z rysunków 5.24a i 5.24b występowały najczęściej. Jest to brak istotnych statystycznie różnic pomiędzy wszystkimi badanymi amplitudami wymuszenia (występował w blisko 63% przypadków). W pozostałych 37% przypadków przynajmniej dla jednej z par zaobserwowano statystycznie istotną różnicę. Obrazują to rysunki 5.24c oraz 5.24d. I tak dla przypadku z rysunku 5.24c można zaobserwować istotną statystycznie różnicę pomiędzy wartościami estymatora dla amplitud drgań 2,8 m/s<sup>2</sup> i 11,2 m/s<sup>2</sup>, natomiast dla amplitud drgań 0 m/s<sup>2</sup> i 2,8 m/s<sup>2</sup> różnica istotna statystycznie już nie występuje. Podobnie w przypadku z rysunku 5.24d, jednak tu różnica występuje pomiędzy brakiem drgań (0 m/s<sup>2</sup>) oraz występowaniem drgań (2,8 m/s<sup>2</sup> i 11,2 m/s<sup>2</sup>).



**Rys. 5.24.** Przykładowe rozkłady wpływu amplitudy drgań na poziomy estymatora *rms*: a) i b) brak istotnej statystycznie różnicy; c) i d) przypadki z istotną statystycznie różnicą dla jednego z przyspieszeń drgań

<sup>&</sup>lt;sup>27</sup> Zbiory tworzyły wartości estymatorów uzyskane dla pomiarów przy różnych warunkach (np. zacisk 25 N, częstotliwość drgań 500 Hz, pozycja elektrody 1).

Prezentowane rozkłady świadomie dobrano tak, by przedstawić różnorodne sytuacje. Zaobserwowane przypadki są tak mocno zróżnicowane, że na ich podstawie nie można stwierdzić istnienia zależności pomiędzy poziomem drgań a wartościami badanych estymatorów.

Bazując na powyższych analizach, można skonstruować wyłącznie jeden wniosek: dla zbadanych przypadków nie zaobserwowano zależności, która określałaby istotny statystycznie wpływ poziomu drgań na wartości badanych estymatorów.

Kolejnym krokiem było zbadanie wpływu częstotliwości na wartości analizowanych estymatorów. Podobnie jak w powyższym przypadku wykorzystano testy Kruskala–Willisa. Analizy wykonywano niezależnie dla każdej z badanych amplitud drgań, siły zacisku, pozycji mocowania elektrody oraz estymatora (w sumie 80 testów). W tym przypadku w przeprowadzonych analizach nie uwzględniono sytuacji, gdy amplituda drgań była na poziomie 0 m/s<sup>2</sup> (brak drgań), gdyż sprowadzałoby się to do porównania czterech identycznych stanów pracy.



**Rys. 5.25.** Przykładowe rozkłady wpływu częstotliwości drgań na poziomy estymatora *rms*: a) brak istotnej statystycznie różnicy; b) występowanie istotnej statystycznie różnicy

Przykładowe rozkłady przedstawiono na rysunku 5.25. Ponownie wśród badanych przypadków znajdują się takie, które sugerują wpływ częstotliwości na wartości estymatorów. Jednak w większości przypadków albo różnica istotna statystycznie pomiędzy badanymi zbiorami nie istniała (rys. 5.25a), albo występowała wyłącznie dla niektórych zbiorów (rys. 5.25b). Wyniki przeprowadzonych testów Kruskala–Willisa przedstawiono w tabeli 5.7.

W 56% przypadków wyniki testów wskazują, że nie istnieje statystycznie istotna różnica pomiędzy wartościami estymatorów dla badanych częstotliwości. W pozostałych 44% przypadków przynajmniej dla jednej pary zbiorów różnica była istotna statystycznie. Co jednak najważniejsze, w żadnym z przypadków nie stwierdzono, by różnice występowały pomiędzy wszystkimi badanymi zbiorami. Tak więc nie można jednoznacznie stwierdzić, że istnieje wpływ częstotliwości na wartości badanych estymatorów.

Dla zbadanych amplitud drgań (0 m/s<sup>2</sup> – brak drgań, 2,8 m/s<sup>2</sup> oraz 11,2 m/s<sup>2</sup>) przeprowadzone testy statystyczne nie pozwalają na stwierdzenie ich wpływu na wartości badanych estymatorów. Wręcz przeciwnie, w każdym z prowadzonych przypadków pomiarowych nie było podstaw do odrzucania  $H_0$  o braku statystycznej różnicy pomiędzy badanymi zbiorami.

#### Tabela 5.7

Kierunek drgań	Pozycja elektrody	Amplituda drgań	Sila nominalna	rms	mean	ZC	SdL	S	E	MDF	MNF	$H_{_{I\!F}}$	$H_{_{AM}}$
Х	1	11,2	25	X	X	Х	Х	Х	Х	0	0	Х	Х
Х	1	11,2	75	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Х	1	2,8	25	0	0	0	Х	0	0	0	0	0	Х
X	1	2,8	75	0	0	Х	0	0	Х	0	0	Х	0
X	2	11,2	25	X	Х	0	Х	Х	Х	Х	Х	0	Х
X	2	11,2	75	X	Х	0	Х	Х	Х	0	0	Х	Х
X	2	2,8	25	Х	Х	0	0	Х	Х	Х	Х	0	Х
Х	2	2,8	75	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Wyniki testów Kruskala–Willisa na istnienie różnicy pomiędzy wartościami estymatorów dla wszystkich badanych częstotliwości drgań (31,5 Hz, 125 Hz, 500 Hz, 1000 Hz)

W przypadku badań nad wpływem częstotliwości drgań (31,5 Hz, 125 Hz, 500 Hz, 1000 Hz) wyniki podobnie jak wcześniej sugerują, że nie ma istotnych statystycznie różnic pomiędzy zbiorami estymatorów rejestrowanych dla różnych częstotliwości działających na kończynę drgań.

#### 5.5.2. Wnioski

Prezentowane w niniejszym podrozdziale wyniki badań głównie opierały się na analizach statystycznych w celu określenia istnienia różnic pomiędzy estymatorami wyznaczanymi na podstawie sygnałów sEMG rejestrowanych podczas oddziaływania na kończynę drgań. Przeprowadzone analizy pozwalają na sformułowanie odpowiednich wniosków:

- przeprowadzone testy nie wykazały istotnej statystycznie różnicy pomiędzy wartościami wyznaczonych estymatorów bez względu na amplitudę przyspieszenia oddziałujących drgań,
- przeprowadzone testy nie wykazały istotnej statystycznie różnicy pomiędzy wartościami wyznaczonych estymatorów bez względu na częstotliwość oddziałujących drgań.

Można więc uznać, że w przypadku kończyny górnej oraz w zakresie badanych amplitud (< 11,2 m/s<sup>2</sup>) i częstotliwości (< 1000 Hz) nie istnieją podstawy, by twierdzić, iż drgania występujące podczas rejestracji sygnałów elektromiograficznych wpływają na ich wartości.
# 6. Metoda estymacji siły zacisku

Rozdział ten jest podsumowaniem prowadzonych prac. Zawiera opis proponowanego algorytmu, badań prezentujących jego działanie oraz przydatności rozumianej jako dokładność metody. W tym celu wyznaczono niepewność typu A z wykorzystaniem kilku przykładowych serii pomiarowych oraz z udziałem kilku osób.

Do oceny niepewności wykorzystano dwa wskaźniki w odmienny sposób podchodzące do oceny niepewności. Pierwszym jest tzw. niepewność graniczna<sup>28</sup>  $\Delta x$  bazująca na interwałowym modelu wyrażania niepewności [270]. W prezentowanym przykładzie jest definiowana jako moduł maksymalnej wartości różnicy pomiędzy wartością estymowaną a zmierzoną.

$$\Delta x = \max|\hat{x} - x_i| \tag{6.1}$$

gdzie:

 $\Delta x$  – niepewność graniczna,

 $\hat{x}$  – wartość estymowana,

 $x_i$  – wartość zmierzona,

*i* – numer pomiaru.

Stosowanie prawa propagacji niepewności obliguje do przekształcenia niepewności granicznej na niepewność standardową u(x). W tym celu należy skorzystać z zależności<sup>29</sup>:

$$u(x) = \frac{\Delta x}{\sqrt{3}} \tag{6.2}$$

Dla powyższego przekształcenia wykorzystano założenie o jednostajnym rozkładzie wyników pomiaru. Zostało ono podyktowane brakiem konsensusu w dyskusji na temat charakteru rozkładu sygnałów EMG [231]. Dlatego też nie posiadając jednoznacznej informacji na temat rozkładu, dobrano najmniej korzystny, który co najwyżej może zawyżyć ocenę u(x).

<sup>&</sup>lt;sup>28</sup> Inaczej zwana błędem granicznym.

<sup>&</sup>lt;sup>29</sup> Przekształcenie wynika z założenia o jednostajnym rozkładzie wyników pomiaru, które w większości przypadków, co najwyżej, może zawyżyć ocenę u(x).

Drugi wybrany wskaźnik to odchylenie średniokwadratowe *rmsd* (ang. *root mean square deviation*). Jest to popularna miara dokładności pomiarowej urządzenia uwzględniająca cały zakres pomiarowy. Wyrażona jest zależnością:

$$rmsd = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n} (\hat{x} - x_i)^2}{n}}$$
 (6.3)

gdzie:

rmsd – odchylenie średniokwadratowe,

n – liczba pomiarów,

 $\hat{x}$  – wartość estymowana,

 $x_i$  – wartość zmierzona,

*i* – numer pomiaru.

## 6.1. Opis algorytmu

Jak zauważono we wcześniejszych częściach pracy, wyznaczenie uniwersalnych parametrów funkcji transformującej siłę zacisku, bazując wyłącznie na sygnałach sEMG, jest zadaniem nieosiągalnym. Dlatego też założono, że najkorzystniejszym rozwiązaniem, które nie wymagałoby znaczącej rozbudowy układu pomiarowego, jest ich wyznaczanie indywidualnie dla badanej osoby. Podstawowym celem i korzyścią wynikającą z personalizacji funkcji przejścia jest zmniejszenie niepewności estymacji siły.

Wszystkie prezentowane wyniki prac miały na celu dobór najkorzystniejszych parametrów algorytmu, poczynając od miejsca mocowania elektrod, poprzez metodologię pomiaru, a skończywszy na doborze estymatorów i funkcji przejścia. Bazując na uzyskanych wynikach, poniżej przedstawiono algorytm estymacji siły zacisku (rys. 6.1).



Rys. 6.1. Procedura kalibracji układu

W celu poprawnej estymacji siły konieczne jest zamocowanie elektrod zgodnie z wytycznymi opisanymi w podrozdziale 5.1. Procedura niezbędna do poprawnego działania układu zawiera następujące kroki.

- 1. Wykonanie testowych zacisków ręki na rękojeści, podczas których rejestrowany jest równolegle sygnał siły zacisku oraz sygnał elektromiograficzny.
- 2. Na podstawie zarejestrowanych sygnałów wyznaczone zostają wartości estymatora reprezentujące sygnały elektromiograficzne.
- 3. Z wykorzystaniem wyznaczonych wartości estymatorów zostają obliczone współczynniki funkcji przejścia estymator – siła zacisku.
- Spośród funkcji zostaje wyznaczona ta, dla której współczynnik determinacji osiąga najwyższe wartości.
- Wykonanie pomiarów, podczas których rejestruje się równolegle sygnał siły zacisku oraz sygnał elektromiograficzny.
- 6. Na podstawie wyników pomiarów z pkt. 5 wyznacza się niepewność układu.
- 7. Obsługujący urządzenie może zaakceptować uzyskane wyniki adaptacji układu (przejście do pkt. nr 8) lub je odrzucić (przejście do pkt. nr 1).
- 8. Praca dowolnym narzędziem wraz z równoległą estymacją siły zacisku.

Na podstawie prezentowanych we wcześniejszej części pracy wyników można założyć, że najkorzystniejszym rozwiązaniem będzie wybór estymatora E (energia) oraz funkcji wielomianowej drugiego stopnia. Jednak dopuszcza się możliwość doboru zarówno własnych estymatorów, jak i funkcji przejścia.

## 6.2. Przykład zastosowania

Weryfikacja testowanej metody przebiegała dwuetapowo. Etap A to pomiary realizowane zgodnie z wcześniej przyjętą procedurą (minimum 10 powtórzeń zacisków w sekwencjach 6 s zacisku, 10 s odpoczynku, całość powtarzana dla czterech sił z zakresu 25–100 N). Etap B to rejestracja od kilku do kilkunastu zacisków z losowo dobraną siłą z zakresu 25–100 N. Następnie na bazie sygnałów sEMG wyznaczano wartości estymatorów. Wybór estymatorów *E* oraz *TPS* był podyktowany wynikami wcześniej prezentowanych badań (podrozdz. 5.2). Zdecydowano się również na testy z użyciem estymatorów *rms* oraz *mean* ze względu na ich popularność i wykorzystywanie w wielu publikacjach. Podobnie w przypadku doboru funkcji opisującej zależność sEMG – siła zacisku. Tu również przeprowadzone testy nieformalnie<sup>30</sup> przemawiały za wyborem funkcji wielomianowej drugiego stopnia (podrozdz. 5.3). Zdecydowano również wykonać testy z wykorzystaniem funkcji liniowej (z uwagi na jej szerokie wykorzystywanie w wielu publikacjach). Do budowy modelu wykorzystano wartości estymatorów z etapu A, natomiast estymatory etapu B służyły jako dane weryfikujące metodę. Tak więc do testowania nie używano danych wykorzystywanych do budowy modelu.

Na rysunku 6.2 przedstawiono przykładowy wygląd pomiarów etapu A oraz B. Pomiary, podobnie jak wcześniej, wykonano dla dwóch miejsc mocowania elektrod prezentowanych w podrozdziale 5.1, jako etap drugi (rys. 5.8). Dla każdej kombinacji położenia elektrod – estymatora – funkcji, z wykorzystaniem danych z etapu A wyznaczono współczynniki funkcji.

<sup>&</sup>lt;sup>30</sup> Użyte sformułowanie ma podkreślać, że testy wykazały brak istotnej statystycznie różnicy pomiędzy parametrami R<sup>2</sup> wykorzystywanymi do oceny stopnia dopasowania.



Rys. 6.2. Schemat testów: a) wyznaczanie parametrów; b) dane testowe

### 6.2.1. Analizy

Przeprowadzono pięć testów (każdy w różnym dniu) dla jednej osoby (osoba I). Zgodnie z opisem zamieszczonym powyżej, analizy wykonano dla elektrod zamocowanych w dwóch miejscach. Przykładowy wynik dla jednej serii pomiarowej zaprezentowano na rysunku 6.3. Przedstawia on różnicę pomiędzy wartością estymowaną a zmierzoną dla obu miejsc mocowania elektrod, wartości ujemne zatem oznaczają zaniżenie wyników, a dodatnie zawyżenie. Można zaobserwować korelację (współczynnik korelacji liniowej równy 0,74) pomiędzy wynikami dla badanych miejsc mocowania elektrod. Jest to efekt naturalny, gdyż pomiary w obu miejscach były przeprowadzane równolegle. Dalsza analiza wyników wykazała, że w 80% przypadków estymowane siły bliższe wartościom zmierzonym odnotowywano przy wykorzystaniu mocowania elektrody w pozycji 2. Dlatego w dalszej części dokładniej zaprezentowano wyłącznie wyniki dla mocowania elektrod w pozycji 2.



Rys. 6.3. Błędy estymacji siły zacisku dla przykładowego pomiaru (estymator rms)

Na rysunku 6.4 przedstawiono przykładowe wyniki uzyskane dla serii nr 4. Linią ciągłą oznaczono wartości pochodzące z pomiarów, natomiast kropkami wyniki estymacji dla badanych estymatorów. Już pierwsza wizualna analiza pozwala stwierdzić, że największe różnice pomiędzy wartością oczekiwaną a estymowaną otrzymano dla estymatora *TPS*. W pozostałych przypadkach (*rms, mean, E*) uzyskane wyniki, a więc i uzyskane dokładności estymat są zbliżone. Jest to wynik poniekąd spodziewany, gdyż jak dowiedziono w podrozdziale 5.3, a pokazano na rysunku 5.18, estymator *TPS* należał do grupy estymatorów o znacznych rozrzutach, osiągając stosunkowo niskie wartości współczynnika determinacji *R*<sup>2</sup>, natomiast pozostałe z badanych estymatorów charakteryzowała stosunkowo wysoka wartość *R*<sup>2</sup> oraz niewielki ich rozrzut.



**Rys. 6.4.** Wykresy wartości estymowanych dla miejsca mocowania elektrody 2 (linia ciągła – wartość oczekiwana, punkty – wartość estymowana)

W celu reprezentacji dokładności pomiarowej dla całego zakresu pomiarowego wykorzystano powyżej zdefiniowaną niepewność graniczną ( $\Delta x$ ) oraz odchylenie średniokwadratowe (*rmsd*). W tabeli 6.1 przedstawiono uzyskane wartości  $\Delta x$  oraz *rmsd*.

#### Tabela 6.1

	Elektroda 2								
Seria	$\Delta x$				rmsd				
	rms	mean	TPS	E	rms	mean	TPS	E	
1	-3,91	8,26	-10,18	7,39	15,76	5,70	23,70	5,82	
2	9,31	9,69	18,22	9,72	5,43	5,43	14,16	5,35	
3	11,09	11,11	33,47	11,32	6,35	6,43	23,03	7,28	
4	10,13	9,41	18,63	9,85	4,64	4,57	18,52	4,71	
5	19,60	19,56	56,34	19,36	9,95	10,07	30,04	9,43	

Wartości niepewności granicznej oraz odchylenia średniokwadratowego dla pięciu serii (osoba I)

W celu ich łatwiejszego porównania na rysunku 6.5 te same wyniki, lecz w postaci zbiorów utworzonych przez poszczególne estymatory, przedstawiono na wykresie ramka-wąsy (wąsy – min, max; ramka – 1 i 3 kwartyl).

Analiza wykresów z rysunku 6.5 pozwala w łatwy sposób potwierdzić obserwacje z przypadku prezentowanego na rysunku 6.4. Dla pięciu badanych testów największe niepewności graniczne oraz odchylenia średniokwadratowe wyznaczano dla estymatora *TPS*. Wyniki uzyskiwane dla pozostałych trzech estymatorów były zbliżone. Wprawdzie prezentacja wyników jak na rysunku 6.5 pozwala pokusić się o opinię, iż estymatory *mean* oraz *E* charakteryzowały się mniejszym rozrzutem wartości niepewności granicznej, to już w przypadku *rmsd* wszystkie estymatory wskazywały podobne wartości.



**Rys. 6.5.** Rozkład zmian parametrów: a)  $\Delta x$ ; b) *rmsd* 

W celu sprawdzenia, czy istnieje statystycznie istotna różnica pomiędzy błędami  $\Delta x$  oraz *rmsd* uzyskanymi dla poszczególnych estymatorów, przeprowadzono odpowiednie testy.

### Niepewność graniczna $\Delta x$

Wyniki testów W Shapiro–Wilka w jednym przypadku (estymator *mean*, p < 0.033) dały podstawę do odrzucenia  $H_0$  o zgodności rozkładu z rozkładem normalnym. Dlatego zdecydowano o przeprowadzeniu testu Kruskala–Wallisa. Poziom istotności przyjęto na poziomie  $\alpha = 0.05$ . Na podstawie przeprowadzonych testów z prawdopodobieństwem testowym p > 0.55 należy stwierdzić, że nie było podstaw do odrzucenia hipotezy  $H_0$  o braku różnic pomiędzy średnimi czterech badanych estymatorów.

### Odchylenie średniokwadratowe rmsd

Wyniki testów W Shapiro–Wilka nie dały podstaw do odrzucenia  $H_0$  o zgodności badanych rozkładów z rozkładem normalnym. Przystąpiono więc do analizy wariancji ANOVA. Dla tego testu hipotezy zerowa ( $H_0$ ) oraz alternatywna ( $H_1$ ) zostały sformułowane (k – liczba porównywanych zbiorów):

*H*<sub>0</sub>:  $\mu_1 = \mu_2 = ... = \mu_k$  (wartości cechy mierzalnej populacji nie różnią się), *H*<sub>1</sub>:  $\mu_i \neq \mu_j$  dla pewnych par  $(i \neq j)$  (wartości cechy mierzalnej populacji są różne). Poziom istotności statystycznej przyjęto  $\alpha = 0,05$ . Analiza jednorodności wariancji (test Levene'a) z prawdopodobieństwem testowym p > 0,1 nie dała podstaw do odrzucenia  $H_0$  o jednorodności wariancji wyników dla testowanych estymatorów. Jednak wykonana analiza wariancji z prawdopodobieństwem testowym p < 0,0003 pozwalała odrzucić  $H_0$ , wskazując, że badane cechy się różnią. Przeprowadzony test NIR (najmniejszych istotnych różnic) z grupy testów post hoc pozwolił na stwierdzenie, iż wyniki estymatora TPS wpłynęły na rezultat analizy wariancji (co doświadczony statystyk jest w stanie przypuszczać, bazując na wynikach prezentowanych na rysunku 6.5). Dlatego powtórzono testy wyłącznie dla estymatorów *rms, mean* oraz *E*. Ponownie przeprowadzony test Levene'a ponownie z prawdopodobieństwem testowym p > 0,1 nie dał podstaw do odrzucenia  $H_0$  o jednorodności wariancji, natomiast analiza wariancji z prawdopodobieństwem testowym p > 0,53 wykazała brak podstaw do odrzucenia  $H_0$  o braku różnic pomiędzy średnimi badanych estymatorów.

Powyższe analizy pozawalają stwierdzić, że w przypadku estymatorów *rms*, *mean* oraz *E* nie ma istotnych statystycznie różnic pomiędzy uzyskanymi wynikami niepewności  $\Delta x$  oraz *rmsd* dla różnych osób. Niemniej jednak sprawdzono rozrzut uzyskiwanych wyników z pięciu serii pomiarowych. Jako miarę użyto procentowego współczynnika zmienności (*V*<sub>2</sub>) określonego równaniem (5.2). Wyniki obrazuje tabela 6.2.

Estumator		$\Delta x$		rmsd			
Estymator	rms	mean	E	rms	mean	E	
Procentowy współczynnik zmienności $V_x$	91%	39%	40%	54%	33%	29%	
Odchylenie standardowe (N)	8,43	4,56	4,60	4,58	2,14	1,88	
Średnia (N)	9,24	11,61	11,53	8,43	6,44	6,52	

#### Tabela 6.2

Statystyki zmienności estymatorów dla badanych wskaźników (osoba I)

Na ich podstawie można założyć, że z uwagi na najniższe wartości  $V_x$  to właśnie estymator *mean* oraz *E* wydają się najbardziej obiecujące, i to zarówno w przypadku niepewności granicznej, jak i odchylenia średniokwadratowego.

Powyższe wnioski postanowiono skonfrontować z wynikami uzyskanymi dla pojedynczych weryfikacyjnych serii pomiarowych z udziałem dodatkowych czterech różnych osób. Wyniki oznaczono odpowiednio jako osoba II, III, IV oraz V. Najmniej korzystne wyniki dla  $\Delta x$  oraz *rmsd* z wszystkich pięciu wcześniej prezentowanych testów przypisano jako wyniki osoby I. Warto jednak nadmienić, że niemal wszystkie pochodzą z serii nr 5. Tabela 6.3 prezentuje rezultaty obliczeń. Można zauważyć, że dla osoby I wartości są najwyższe, kilkukrotnie przewyższając wyniki uzyskane dla osób II–IV.

Podobnie jak wcześniej dane tabelaryczne zobrazowano w postaci wykresu (rys. 6.6). Dla wszystkich testowanych przypadków (osób) estymator *TPS* charakteryzował się największą wartością niepewności granicznej oraz odchylenia średniokwadratowego. Ponadto, podobnie jak we wcześniejszym przypadku, dla estymatorów *rms*, *mean* oraz *E* otrzymano zbliżone wartości  $\Delta x$  oraz *rmsd*.

#### Tabela 6.3

Osoba	$\Delta x (N)$				rmsd (N)			
	rms	mean	TPS	E	rms	mean	TPS	E
Ι	19,60	19,56	56,34	19,36	15,76	10,07	30,04	9,43
II	3,77	4,24	16,51	7,34	3,11	3,47	11,76	5,99
III	7,63	7,57	17,25	7,61	4,95	4,87	21,27	4,72
IV	2,96	3,17	77,02	4,45	4,51	4,44	33,35	4,60
V	8,25	7,28	23,79	6,48	5,99	5,59	158,69	5,04

Wartości niepewności granicznej oraz odchylenia średniokwadratowego dla osób I-V



**Rys. 6.6.** Wartości niepewności granicznej  $\Delta x$  oraz odchylenia średniokwadratowego *rmsd* dla osób I–V

### 6.2.2. Wnioski

Do szacowania niepewności pomiarowej wykorzystano dwa wskaźniki: niepewność graniczną oraz odchylenie średniokwadratowe. Przy wyborze estymatorów do testów kierowano się wynikami własnych badań nad wyznaczeniem najbardziej stabilnych estymatorów (*TPS*, *E*) oraz popularnie stosowanymi (*rms*, *mean*). Wyniki przeprowadzonych testów potwierdziły brak użyteczności stosowania estymatora *TPS* jako argumentu funkcji wielomianowej drugiego stopnia do opisu zależności sygnał sEMG – siła zacisku (wykazany w podrozdziale 5.3). Najkorzystniejsze wyniki uzyskano przy wykorzystaniu estymatorów *rms*, *mean* oraz *E*, przy czym różnice pomiędzy ich wartościami nie były statycznie istotne.

Uwzględniając wyniki wszystkich badanych przypadków oraz wcześniejsze badania, zdecydowano, że estymator *E* jest najkorzystniejszym rozwiązaniem. Niepewność graniczna dla *E* osiągnęła wartość  $\Delta x = 19,36 \text{ N}^{31}$ , dając zgodnie z równaniem (6.2) niepewność standardową u(x) = 11,18 N. Z kolei odchylenie średniokwadratowe *rmsd* przyjęło wartość 9,43 N.

<sup>&</sup>lt;sup>31</sup> Tabela 6.3, osoba I, estymator *E*.

Warto nadmienić, że w przypadku nieuwzględniania wyników z serii nr 5 dla osoby I (tab. 6.1) znacząco poprawiono by uzyskane wyniki, gdyż wtedy niepewności przyjmuje wartości:  $\Delta x = 11,32 \text{ N}^{32}$ , u(x) = 6,54 N, rmsd = 7,28 N. Daje to podstawy do podjęcia dalszych prac mających na celu opracowanie restrykcyjnych metod wstępnej analizy i eliminacji sygnałów dających estymatory o wartościach odstających.

### 6.3. Niepewność

Zgodnie z dokumentem EA-4/02 [304], "niepewność pomiaru" jest parametrem związanym z wynikiem pomiaru charakteryzującym rozrzut wartości, które można w sposób uzasadniony przypisać wielkości mierzonej.

Zgodnie z równaniem (6.4), wyznaczono złożoną niepewność bezwzględną będącą sumą geometryczną niepewności standardowych estymacji siły oraz pomiaru siły.

$$u_c(y) = \sqrt{u_{ES}(x)^2 + u_{PS}(x)^2}$$
(6.4)

gdzie:

 $u_{c}(y)$  – niepewność złożona,

 $u_{ES}(x)$  – niepewność estymacji siły,

 $u_{PS}(x)$  – niepewność pomiaru siły.

Po podstawieniu wartości niepewności  $u_{ES}(x) = 11,18$  N oraz  $u_{ES}(x) = 0,08$  N złożona niepewność standardowa wyniosła 11,18 N.

W celu wyznaczenia niepewności rozszerzonej U (ang. *expanded uncertainty*) wykorzystano współczynnik rozszerzenia k = 2 dający dla rozkładu Gaussa 95% prawdopodobieństwo wystąpienia wartości rzeczywistej w przedziale y - U(y), y + U(y). Końcowa wartość niepewności rozszerzonej wyniosła więc U(y) = 22,36 N.

W powyższym podejściu świadomie nie uwzględniono niepewności układu kondycjonującego sygnał sEMG ze względu na jego znikomy udział w budżecie niepewności (podobnie jak w przypadku niepewności  $u_{PS}(x)$ ). Należy podkreślić, że zgodnie z prawem propagacji niepewności przyjmuje ona inną wartość dla każdego z testowanych estymatorów. Niektóre z nich opierają się na złożonych algorytmach, przez co jej wyznaczenie niejednokrotnie byłoby bardzo pracochłonne, a wyniki pracy wręcz nieużyteczne.

Powyższe obliczenia uświadamiają, że niepewność wynikająca ze zmian sygnałów sEMG stanowi ponad 99,7% sumy uwzględnianych niepewności. Dlatego zasadne jest założenie, że od badanego człowieka zależy rzeczywista niepewność proponowanego rozwiązania. Dla przykładu dla osoby IV niepewność graniczna  $\Delta x = 4,45$  N dla estymatora *E*, stąd niepewność standardowa u(x) = 2,57 N. Dla powyższych danych niepewność rozszerzona przyjmuje wartość U(y) = 5,14 N. Blisko 4-krotnie niższa wartość niepewności obrazuje, jak silny wpływ na końcową niepewność ma osoba badana. Dlatego też uzasadnione jest rozważenie dwojakiego podejścia do problemu prawidłowej oceny niepewności.

<sup>&</sup>lt;sup>32</sup> Tabela 6.3, osoba III, estymator E.

### Niepewność indywidualnego pomiaru

Przed każdym badaniem, dla każdej osoby, po procedurze wyznaczania współczynników funkcji F(sEMG), układ byłby kalibrowany w celu wyznaczenia niepewności pomiarowej. Jako wzorzec traktowano by rękojeść z przetwornikiem siły (np. jak rękojeść prezentowana na rysunku 4.10). Dzięki temu zabiegowi niepewność byłaby zmienna zarówno dla różnych osób, jak i dni pomiaru. Takie rozwiązanie daje szansę na uzyskanie wyników bliższych rzeczywistym, bez zbytniego ich przeszacowania.

### Niepewność uogólniona

Bazuje na dużej liczbie badań dla wielu osób. Na ich podstawie należałoby wyznaczyć niepewność dla najmniej korzystnego przypadku. Jest to rozwiązanie prostsze dla użytkownika, gdyż wyklucza konieczność każdorazowego obliczania niepewności, jednak mające wadę w postaci dużego prawdopodobieństwa jej zawyżania.

# 7. Dalsze kierunki badań

Opisane wyniki prac nad opracowaniem metodologii estymacji siły zacisku z użyciem sygnałów sEMG nie wyczerpują poruszanego zagadnienia. Autor zdaje sobie sprawę z liczby czynników wpływających na niepewność końcową proponowanego rozwiązania, co więcej, poczynił już starania w celu ich realizacji. Poniżej zostały zasygnalizowane.

## 7.1. Metoda pozyskiwania danych kalibracyjnych

Jednym z pierwszych elementów determinujących wyniki jest metoda pozyskiwania danych wykorzystywanych do kalibracji (wyznaczania współczynników funkcji). W niniejszej pracy stosowano kalibrację opartą na wielokrotnym pomiarze siły zacisku dla kilku wybranych sił. Jest to metoda popularnie stosowana przy kalibracji układów pomiarowych, jednak w przypadku układów biologicznych istnieją pewne obawy co do jej zasadności. Gurram i in. w pracy [284] odnotowali wyższą aktywność mięśni podczas dynamicznych zmian obciążenia w stosunku do obciążenia statycznego. Również Hoozemans i in. [51] pomiary realizowali, przyjmując trzy metody kalibracji funkcji: skokowe statyczne zwiększanie, stopniowe płynne zwiększanie oraz zmiany z krzywą sinusoidalną.



**Rys. 7.1.** Metoda kalibracji: a) stała siła (wielokrotnie powtarzana); b) siła zmienna (znany typoszereg); c) siła zmienna losowa; d) siła zmienna o charakterze sinusoidalnym

W związku z powyższym uznano, że w przyszłości należałoby zbadać wpływ procesu kalibracji na niepewność metody. Na rysunku 7.1 zaprezentowano przykładowe metody, które zamierza się wykorzystać podczas badań. Dopuszcza się również możliwość opracowania metody wykorzystującej ich wariacje.

Jak zaprezentowano w podrozdziale 1.3, podejście wykorzystujące funkcje do opisu zależności pomiędzy wartością estymatora sEMG a siłą zacisku zostało w ostatnim czasie zaniedbane z uwagi na użycie bardziej złożonych metod opartych na sztucznej inteligencji czy logice rozmytej. Niemniej jednak podejście funkcyjne ma bardzo istotną zaletę w postaci łatwości implementacji w układach programowalnych. Jej prostota umożliwia implementację nawet w bardzo tanich mikrokontrolerach typu ATmega, co w dobie popularności modułów typu Arduino umożliwia szybką i tanią budowę systemu pomiarowego.

### 7.2. Liczba prób testowych (bootstrap)

W przypadku zmiennych sygnałów (a do takich z pewnością można zaliczyć sygnały EMG) standardowym podejściem jest ich reprezentacja w postaci np. średniej arytmetycznej czy mediany. Jednak często powstaje pytanie, z wykorzystaniem jak licznej próby należy je wyznaczać. Odpowiedź na nie wydaje się dość prosta w kontekście wiedzy na temat rozkładu prawdopodobieństwa *F* badanej zmiennej losowej X. Jednak w przypadku badań eksperymentalnych nie zawsze taką wiedzę posiadamy. Niemniej jednak z użyciem różnych metod statystycznych staramy się szacować np. uśrednioną wartość sygnału dla działania z góry określonego bodźca. W przypadku prezentowanych do tej pory wyników badań estymacja wartości oczekiwanej odbywała się poprzez obliczenie wartości średniej badanych estymatorów (*rms*, *TPS*, *E* itd.) dla badanej siły zacisku. Nasuwa się jednak kolejne pytanie, jak liczną próbą sygnałów sEMG należy dysponować, by obliczyć reprezentatywną wartość oczekiwaną. Istnieją nieklasyczne metody statystyczne pozwalające ocenić niepewność w badaniach. Jedną z nich jest metoda bootstrap [305].

Bootstrap jest techniką zaproponowaną przez B. Efrona w 1979 roku [306]. Należy do technik opartych na ponownym losowaniu. Dzięki kombinacyjnemu generowaniu wielu prób na podstawie jednej zmierzonej próby *n*-elementowej można powielić właściwości probabilistyczne badanej próby. Można wyróżnić dwie wersje generowania prób bootstrap: parametryczną i nieparametryczną. W przypadku pierwszej konieczna jest wiedza na temat rozkładu prawdopodobieństwa badanej populacji. W odniesieniu do drugiej wiedza ta nie jest konieczna (a z taką mamy do czynienia w przypadku sygnałów EMG).

W formie nieparametrycznej metoda bootstrap wykorzystuje technikę Monte Carlo do k-krotnego losowania ze zwracaniem elementów oryginalnej próby x. Technika losowania zakłada, że prawdopodobieństwo wylosowania elementu dla wszystkich elementów jest takie samo i wynosi 1/n (n – wymiar próby oryginalnej) [305].

W praktycznym zastosowaniu metoda bootstrap pozwala na podstawie jednej *n*-elementowej próby pomiarowej wygenerować *B* prób, a następnie na podstawie uzyskanych *B* estymatorów wyznaczyć estymatę odchylenia standardowego typu bootstrap badanego parametru (którym może być np. wartość średnia).

Przy założeniu, że x oznacza próbę, a estymator parametru  $\theta$  oznaczymy jako  $\hat{\theta}$ , to możemy go obliczyć zgodnie z równaniem:

$$\hat{\theta} = s(x) \tag{7.1}$$

Z kolei estymatę parametru  $\theta$  obliczoną z wykorzystaniem wylosowanych zbiorów elementów  $x^*$  próby bootstrap oznaczoną jako  $\hat{\theta}^*$  można obliczyć zgodnie z równaniem:

$$\hat{\theta}^* = s(x^*) \tag{7.2}$$

W praktyce estymacja wartości oczekiwanej oraz błędu standardowego dla posiadanego *n*-elementowego zbioru danych praktycznie sprowadza się do następujących kroków:

- B-krotne losowanie ze zwracaniem zbioru n-elementowego (tworzenie tzw. prób bootstrap, replikacji),
- dla każdej próby bootstrap wyznaczenie estymaty  $\hat{\theta}^*$  (zwanej bootstrap estymatą parametru  $\theta$ ),
- obliczenie wartości średniej z *B* estymat  $\hat{\theta}^*$ zgodnie z zależnością:

$$\overline{\hat{\theta}}^* = \frac{\sum_{b=1}^B \hat{\theta}_b^*}{B}$$
(7.3)

– na podstawie *B* wyznaczonych estymat  $\hat{\theta}^*$  oraz wartości średniej  $\overline{\hat{\theta}}^*$  obliczenie błędu standardowego  $\hat{s}^*_B$  bootstrap estymatora  $\hat{\theta}^*$  zgodnie z równaniem:

$$\hat{s}_B^* = \sqrt{\frac{\sum_{b=1}^B \left(\hat{\theta}_b^* - \overline{\hat{\theta}}^*\right)^2}{B-1}}$$
(7.4)

Powyższy algorytm pozwala na uzyskanie rozkładu wartości średniej  $\overline{\hat{\theta}}^*$  dla B zbadanych replikacji. Algorytm schematycznie przedstawiono na rysunku 7.2.



Rys. 7.2. Algorytm symulacji bootstrap

Analiza przedstawionych powyżej zagadnień oraz wykorzystania w celu minimalizacji liczby prób niezbędnych do reprezentacji badanego zjawiska [307] pozwala na założenie, że również w przypadku sygnałów sEMG znajdzie zastosowanie. Idea bazuje na wykorzystaniu

wartości błędu standardowego  $\hat{s}_B^*$ . Jego zmiana dla różnych liczebności losowanych prób k (gdzie  $k \le n$ ), lecz przy stałej liczbie prób bootstrap *B*, pozwala wyznaczyć minimalną liczbę *k*, dla której  $\hat{s}_B^*$  nie przekroczy przyjętego kryterium. Poziom kryterium wyznacza badacz, gdyż nie ma uzasadnionych reguł, które umożliwiłyby jego wyznaczenie w sposób arbitralny.

### Badania własne

Pilotażowe symulacje numeryczne przeprowadzono dla jednej osoby oraz trzech serii pomiarowych. Każda seria składała się z dziesięciu powtórzeń zacisków o stałej sile 25 N, 50 N, 75 N oraz 100 N. Obliczenia wykonano dla dwóch kryteriów oznaczonych jako A oraz B.

Kryterium A opierało się na założeniu, że szukaną minimalną liczbą elementów próby jest ta, dla której różnica pomiędzy estymatorem otrzymanym dla próby *n*-elementów a estymatorem otrzymanym z wykorzystania *k*-elementowej próby bootstrap daje wyniki nieistotne statystycznie na poziomie istotności p = 0.05.

Kryterium B wykorzystywało stabilność algorytmu definiowaną jako zbieżność wyników algorytmu bootstrap z wartościami oczekiwanymi badanego estymatora w funkcji liczby replikacji prób typu bootstrap na podstawie wartości średniej sumy skumulowanej bootstrap  $(M_i)$  estymat wartości oczekiwanej opisanej zależnością:

$$M_k = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k \overline{\Theta}_{B,k}$$
(7.5)

dla k = 1, 2, ..., n, gdzie n jest liczebnością próby. Ze względu na niewielką liczbę serii pomiarowych liczba elementów próby, dla której odnotowano stabilność algorytmu, była dobierana w systemie eksperckim. Przykładowy przebieg wartości sum skumulowanych dla jednej z serii zaprezentowano na rysunku 7.3.



Rys. 7.3. Przykładowy wykres zmian sum skumulowanych (estymator rms, siła zacisku 75 N)

W dalszych badaniach zwiększona liczba serii pozwoli na określenie progu w sposób bardziej wiarygodny (prawdopodobnie z uwagi na bardzo silne zróżnicowanie sygnałów sEMG, wyrażając go w wartościach procentowych).

Uzyskane wyniki dla estymatorów *E* oraz *rms* dla obu kryteriów zaprezentowano na rysunku 7.4. Silne zróżnicowanie pomiędzy wynikami uzyskiwanymi w przypadku zastosowania różnych estymatorów wydaje się naturalne. Jednak istotniejsze jest to, że zmiany wewnątrz estymatora również są znaczące. Świadczyć to może o silnym zróżnicowaniu wartości estymatorów (a więc i poziomów sygnałów sEMG) w serii. Dodatkowo, w celu sprawdzenia, czy wartość siły ma wpływ na wyniki analiz, do testów wykorzystano dane dla różnych sił zacisku. Nie sposób zaobserwować żadnej tendencji, a zróżnicowanie wydaje się na zbliżonym poziomie dla wszystkich badanych sił. Pomimo tak nielicznej próby, wybierając wyniki najmniej korzystne (największa wartość), można przyjąć, iż w przypadku kryterium A (istotność statystyczna) minimalna liczba pomiarów w większości przypadków (poza jednym<sup>33</sup>) wyniosła 5. Można więc pokusić się o stwierdzenie, że ograniczenie liczby pomiarów z dziesięciu do pięciu nie powinno znacząco wpłynąć na uzyskiwane wyniki (współczynniki wyznaczanej funkcji). W przypadku kryterium B (stabilność algorytmu) wyniki były mniej optymistyczne, osiągając dla estymatora *E* wartość 8, a dla estymatora *rms* (poza jednym przypadkiem<sup>34</sup>) wartości 7 i mniejsze.



Rys. 7.4. Wyniki symulacji bootstrap

Powyższe wyniki sugerują, że uzasadnione jest wykorzystanie techniki bootstrap w celu zmniejszenia liczby elementów zbioru pomiarowego do celów kalibracji współczynników funkcji sEMG – siła zacisku. Jednak niezbędne jest przeprowadzenie większej liczby testów z uwzględnieniem większej liczby osób.

Interesujące jest również zagadnienie, jak metoda pozyskiwania danych może wpłynąć na wyniki algorytmu bootstrap.

# 7.3. Wpływ drgań na estymację siły

Jak przedstawiono w niniejszej pracy, wpływ drgań oddziałujących na kończynę górną na jakość rejestrowanych sygnałów sEMG jest tematem słabo poznanym. Odnaleziono tylko jedną pracę bezpośrednio dotykającą tego zagadnienia [302]. Co więcej, podnosi ona ten temat w sposób wręcz pilotażowy, gdyż zaprezentowano w niej wyniki analiz przeprowadzone wyłącznie dla jednego estymatora (*rms*) mogącego być przydatnym do estymacji siły

<sup>&</sup>lt;sup>33</sup> Dla estymatora *rms*, siły 100 N wyniosła 8.

<sup>&</sup>lt;sup>34</sup> Dla estymatora *rms*, siły 25 N wyniosła 10.

zacisku. Częściowym dopełnieniem są badania prezentowane w podrozdziale 5.5 niniejszej monografii. Wydaje się jednak zasadne uzupełnienie ich o pomiary dla większej liczby osób. Również uwzględnienie pomiarów i analiz wykonanych dla sygnałów o różnym charakterze (zmiany częstotliwościowe, amplitudowe, czy wręcz pomiary z wykorzystaniem sygnałów pochodzących z rzeczywistych narzędzi ręcznych) z pewnością wniosłoby wiele nowych i cennych informacji na temat niezawodności proponowanej metody w estymacji siły.

# 7.4. Inne kierunki

### Wrażliwość na zmianę typu zacisku

W badaniach prezentowanych w niniejszej pracy opierano się na jednym typie zacisku. Proponowana procedura pomiarowa zakłada, że estymacja siły zacisku będzie odbywać się w warunkach kalibracji układu (ten sam typ zacisku). Wysoce zasadne wydaje się zbadanie wpływu zmiany rodzaju zacisku na uzyskiwane wartości estymowanej siły. Z przytaczanych wcześniej publikacji wiadomo, że nierównomierne angażowanie palców w zacisk może wpływać na wartości sygnałów EMG, a w rezultacie na wartości estymowanych sił. Dlatego zbadanie wrażliwości proponowanej metody na ten element może okazać się istotne.

### Wpływ nagłych zmian zacisku

Prowadzone badania uwzględniały wyniki analiz, dla których siła zacisku była stała przez okres rzędu 5 s. Pożądane są zatem badania nad określeniem przydatności proponowanego rozwiązania w przypadku, gdy czas ten będzie krótszy. Ewentualnie określenie granicznej wartości czasu, dla którego będzie on funkcjonował poprawnie.

### Zwiększenie liczby miejsc pomiaru

Jednym z głównych założeń metody było dążenie do maksymalnego uproszczenia układu pomiarowego. Dlatego pomimo realizacji równoległych pomiarów w wielu miejscach zawsze analizy wykonywano przy założeniu, że dysponujemy sygnałami wyłącznie z jednego miejsca mocowania elektrod. Wydaje się, że odejście od tego założenia, czyli zwielokrotnienie miejsc pomiarowych, może pozytywnie wpłynąć na dokładność metody.

### Funkcja wielu zmiennych

Podobnie jak w doborze miejsca pomiarowego, również w doborze estymatora kierowano się zasadą minimalizacji złożoności metody poprzez dobór funkcji F(sEMG) opartej wyłącznie na jednym estymatorze. Prowadzone wstępne badania z wykorzystaniem m.in. analizy głównych składowych wykazały, że przy rozbudowie funkcji, poprzez oparcie jej na trzech spośród badanych estymatorów, można znacząco zwiększyć procentową ilość wyjaśnianej wariancji. Wskazuje na to zarówno charakterystyczne załamanie na wykresie osypiska, jak i otrzymane wartości własne (kryterium Kaisera). Niestety prace nad tym zagadnieniem nie zostały zakończone, dlatego też nie zdecydowano się na przedstawienie pilotażowych wyników.

# 8. Podsumowanie

W niniejszej monografii przedstawiono wyniki prac mających na celu opracowanie rozwiązania problemu estymacji siły zacisku w obszarze związanym z wyznaczaniem dawki drgań oddziałujących na pracownika podczas pracy narzędziami ręcznymi. Zagadnienie to, do tej pory całkowicie zaniedbywane, w świetle wielu badań jest kluczowe pod względem transmisji drgań z narzędzia do człowieka. Analiza obszarów nauki wykorzystujących sygnały elektromiograficzne pozwoliła zauważyć niezagospodarowaną przestrzeń w jej zastosowaniu. Przedstawiona metoda, bazując na sygnałach sEMG rejestrowanych na przedramieniu kończyny górnej, pozwala całkowicie wyeliminować problemy ingerencji w narzędzie, wpływu na drogę transmisji drgań czy sposób pracy narzędziem. Przeprowadzone badania pozwoliły na właściwy dobór newralgicznych elementów opracowanej metody.

Wszystkie prowadzone analizy wskazywały na to, że dobór miejsca mocowania elektrod w 1/3 dystalnej przedramienia, pomiędzy ścięgnem mięśnia dłoniowego długiego (*m. palmaris longus*) (niebieska strzałka na rysunku 5.7) oraz ścięgnem mięśniem zginaczem łokciowym nadgarstka (*m. flexor carpi ulnaris*), jest najkorzystniejszy (rozdz. 5.1). Sygnały rejestrowane w tym miejscu charakteryzowała najmniejsza zmienność, wpływając pozytywnie na zachowanie estymatorów, a w konsekwencji i funkcji F(sEMG) opisującej zależność sygnał sEMG – siła zacisku.

Badania nad doborem estymatora dowiodły, że estymator odzwierciedlający energię sygnału (*E*) charakteryzował się największą stabilnością przy równocześnie bardzo dobrym dopasowaniu funkcji przejścia F(sEMG) (podrozdz. 5.2). Eksperymenty numeryczne nad wyznaczeniem najkorzystniejszego typu funkcji F(sEMG) wskazują na zastosowanie wielomianu drugiego stopnia. Jednakże należy podkreślić, iż uzyskane wyniki nie były jednoznaczne z uwagi na brak różnicy istotnej statystycznie pomiędzy badanymi krzywymi (pod-rozdz.5.3).

Prezentowana metoda opiera się na założeniu, że istnieje konieczność każdorazowego doboru współczynników funkcji F(sEMG) przed wykonaniem pomiarów estymacji siły zacisku. To wstępne założenie okazało się trafne, czego potwierdzeniem są wyniki badań nad zmianą sygnału sEMG dla tej samej osoby przeprowadzone w odstępach kilkunastogodzinnych (podrozdz. 5.4). Na przestrzeni kilku dni zaobserwowano bardzo silne zamiany zarówno poziomów sygnałów, jak i proporcji tych sygnałów pomiędzy różnymi wartościami sił zacisku. Na tej podstawie wnioskowano, że każdorazowy dobór współczynników funkcji F(sEMG) jest wręcz niezbędny w celu prawidłowego działania opisywanej metody. Wskazano również, że nie ma podstaw, by przypuszczać, iż metoda nie sprawdzi się w przypadku równoczesnego, z estymacją siły, działania bodźca drganiowego. W badaniach obejmujących newralgiczny pod względem oddziaływania drgań zakres amplitudowy oraz częstotliwościowy nie zaobserwowano istotnego wpływu drgań na rejestrowane sygnały elektromiograficzne (podrozdz. 5.5).

Ostatnim elementem prac było określenie jej dokładności. Jak wykazano, w zależności od podejścia i konkretnej serii pomiarowej niepewność estymacji siły zacisku wahała się od kilku do kilkunastu niutonów, osiągając maksymalnie dla jednej z serii ponad 22 N (podrozdz. 6.3). W obliczu tak silnie posunietych możliwości metrologicznych, jakie daja obecne urzadzenia pomiarowe, powyższe wyniki moga wydawać się mało atrakcyjne. Nie należy jednak zapominać o dwóch istotnych kwestiach. Pierwsza z nich to obiekt badań. Człowiek pomimo wielu dostepnych technik diagnostycznych nadal w wielu obszarach nie został dobrze poznany. Identyfikacja możliwych do przyjęcia stanów poszczególnych podukładów, ich mnogość oraz interakcja powodują, że obecnie nie jesteśmy w stanie opisać go precyzyjnie w żaden ze znanych sposobów. Dlatego też proponowane rozwiazanie niesie ze soba szereg poruszonych wcześniej ograniczeń. Niemniej jednak ograniczenia te zostały poznane i opisane. Dzieki temu cel, a wiec możliwość estymacji siły zacisku, został osiagniety. Druga kwestia to możliwość stosowania proponowanej metody w celu zaspokojenia wymagań obowiązujących przepisów (na chwilę obecną są to normy serii EN-ISO 5349 [4, 74, 77]). Wymaganie narzucające obowiązek monitorowania sił kontaktu ręki z drgającym narzędziem w żaden sposób nie precyzuje dokładności pomiarowej. W jej ostatnim wydaniu można znaleźć przypis mówiacy, że "Norma miedzynarodowa dotycząca pomiarów sił zacisku i nacisku jest w trakcie przygotowania". Można wiec się pokusić o taka interpretacje, iż urzadzenie o dowolnej, lecz udokumentowanej niepewności pomiarowej może zostać użyte do pomiaru sił zacisku.

Naturalnie, w kontekście estymacji siły zacisku pozostaje wiele obszarów, w których wiedza na temat zachowania sygnałów elektromiograficznych wymaga uzupełnienia (część z nich podniesiono w rozdziale 7), jednak w ocenie autora najistotniejsze zostały poruszone.

Opisana metoda estymacji siły zacisku w obecnej formie może stanowić realne wsparcie w działaniach mających na celu jak najwierniejszą ocenę dawki drgań oddziałujących na operatorów narzędzi ręcznych, a co za tym idzie – przyczynić się do realnie lepszej ochrony ich zdrowia.

# Literatura

- [1] Z. Engel, Ochrona środowiska przed drganiami i hałasem. Warszawa: PWN, 2001.
- [2] European Commission, "Evaluation of the European Strategy 2007-2012 on health and safety at work," 2013.
- [3] European Commission, "EU Occupational Safety and Health (OSH) Strategic Framework 2014-2020." [Online]. Available: http://ec.europa.eu/social/main.jsp?catId=151&langId=en. [Accessed: 30-Jul-2018].
- [4] PN-EN ISO 5349-1:2004 Drgania mechaniczne Pomiar i wyznaczanie ekspozycji człowieka na drgania przenoszone przez kończyny górne - Część 1: Wymagania ogólne. 2004.
- [5] P. Kowalski, "Wskaźniki przenoszenia drgań w układzie narzędzie ręka operatora," Centralny Instytut Ochrony Pracy, 2001.
- [6] W. Batko and R. Barański, "Wavelet transfer function in the analysis of the influence of a palm grip on actual vibrations of an upper limb," *Int. J. Occup. Saf. Ergon.*, vol. 13, no. 4, pp. 355–365, 2007.
- [7] D. Pan *et al.*, "The Relationships between Hand Coupling Force and Vibration Biodynamic Responses of the Hand-Arm System," *Ergonomics*, pp. 1–38, Nov. 2017.
- [8] P. Marcotte, Y. Aldien, P.-É. Boileau, S. Rakheja, and J. Boutin, "Effect of handle size and handhandle contact force on the biodynamic response of the hand-arm system under zh-axis vibration," J. Sound Vib., vol. 283, no. 3–5, pp. 1071–1091, 2005.
- [9] Y. Aldien, D. Welcome, S. Rakheja, R. Dong, and P.-E. Boileau, "Contact pressure distribution at hand-handle interface: Role of hand forces and handle size," *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 35, no. 3, pp. 267–286, Mar. 2005.
- [10] D. Welcome, S. Rakheja, R. Dong, J. Z. Wu, and A. W. Schopper, "An investigation on the relationship between grip, push and contact forces applied to a tool handle," *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 34, no. 6, pp. 507–518, 2004.
- [11] B. Harazin and G. Zieliński, "Zawodowa ekspozycja na miejscowe wibracje w Polsce," Med. Pr., vol. 55, no. 3, pp. 217–225, 2004.
- [12] M. Reicher and A. Bochenek, Anatomia ogólna : kości, stawy i więzadła, mięśnie (Human anatomy: bones, joints and ligaments, muscles). Stryków: Wydawnictwo Lekarskie PZWL, 2016.
- [13] J. Mrozowski and J. Awrejcewicz, *Podstawy Biomechaniki*. Wydawnictwo Politechniki Łódzkiej, 2004.
- [14] J. W. Błaszczyk, Biomechanika Kliniczna: podręcznik dla studentów medycyny i fizjoterapii. Warszawa: Wydawnictwo Lekarskie PZWL, 2004.
- [15] D. Tejszerska, E. Świtoński, and M. Gzik, *Biomechanika narządu ruchu człowieka : praca zbiorowa*. Gliwice: Katedra Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczno-Technologiczny, Politechnika Śląska, 2011.
- [16] W. Wojnicz, Biomechaniczne modele układu mięśniowo-szkieletowego człowieka. Gdańsk: Politechnika Gdańska, 2018.
- [17] R. Barański and A. Kozupa, "Hand grip-EMG muscle response," Acta Phys. Pol. A, vol. 125, no. 4 A, p. A-7-A-10, Apr. 2014.

- [18] T. Ahmed, "The Effect of Upper Extremity Fatigue on Grip Strength and Passing Accuracy in Junior Basketball Players," J. Hum. Kinet., vol. 37, no. 1, pp. 71–79, 2013.
- [19] M. Barandun, V. von Tscharner, C. Meuli-Simmen, V. Bowen, and V. Valderrabano, "Frequency and conduction velocity analysis of the abductor pollicis brevis muscle during early fatigue," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 19, no. 1, pp. 65–74, 2009.
- [20] C. D. Kuthe, R. V. Uddanwadiker, and A. A. Ramteke, "Surface electromyography based method for computing muscle strength and fatigue of biceps brachii muscle and its clinical implementation," *Informatics Med. Unlocked*, vol. 12, pp. 34–43, Jan. 2018.
- [21] J. M. McCrary, B. J. Ackermann, and M. Halaki, "EMG amplitude, fatigue threshold, and time to task failure: A meta-analysis," *J. Sci. Med. Sport*, 2017.
- [22] D. Roman-Liu and M. Konarska, "Characteristics of power spectrum density function of EMG during muscle contraction below 30%MVC," J. Electromyogr. Kinesiol., vol. 19, no. 5, pp. 864–874, Oct. 2009.
- [23] Lafayette Instrument, "JAMAR hydraulic hand dynamometer User Instruction," 2004.
- [24] V. Mathiowetz, K. Weber, G. Volland, and N. Kashman, "Reliability and validity of grip and pinch strength evaluations," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 9, no. 2, pp. 222–226, Mar. 1984.
- [25] R. Cooper, D. Kuh, R. Hardy, and Mortality Review Group, "Objectively measured physical capability levels and mortality: systematic review and meta-analysis," *BMJ*, vol. 341, no. sep09 1, pp. c4467–c4467, 2010.
- [26] K. Norman, N. Stobäus, M. C. Gonzalez, J. D. Schulzke, and M. Pirlich, "Hand grip strength: Outcome predictor and marker of nutritional status," *Clin. Nutr.*, vol. 30, no. 2, pp. 135–142, 2011.
- [27] T. W. McDowell, B. M. Wimer, D. E. Welcome, C. Warren, and R. G. Dong, "Effects of handle size and shape on measured grip strength," *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 42, no. 2, pp. 199–205, Mar. 2012.
- [28] J. F. Amaral, M. Mancini, and J. M. Novo Júnior, "Comparison of three hand dynamometers in relation to the accuracy and precision of the measurements," *Rev. Bras. Fisioter.*, vol. 16, no. June, pp. 216–24, Jun. 2012.
- [29] D. D. Reynolds and W. Soedel, "Dynamic response of the hand-arm system to a sinusoidal input," J. Sound Vib., vol. 21, no. 3, pp. 339–353, Apr. 1972.
- [30] Z. Basista, M. A. Książek, and J. Tarnowski, "Testowe badania doświadczalne reakcji człowieka-operatora narzędzia ręcznego przy sinusoidalnym sygnale wejściowym," *Czas. Tech.*, no. 1, pp. 27–35, 2008.
- [31] A. Sörensson and L. Burström, "Transmission of vibration energy to different parts of the human hand-arm system," *Int. Arch. Occup. Environ. Health*, vol. 70, no. 3, pp. 199–204, 1997.
- [32] D. D. Reynolds and E. N. Angevine, "Hand-arm vibration, part II: Vibration transmission characteristics of the hand and arm," J. Sound Vib., vol. 51, no. 2, pp. 255–265, Mar. 1977.
- [33] S. Kihlberg, "Biodynamic response of the hand-arm system to vibration from an impact hammer and a grinder," *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 16, no. 1, pp. 1–8, Jul. 1995.
- [34] Y. Aldien, P. Marcotte, S. Rakheja, and P. E. Boileau, "Influence of hand-arm posture on biodynamic response of the human hand-arm exposed to zh-axis vibration," *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 36, no. 1, pp. 45–59, 2006.
- [35] R. G. Dong, D. E. Welcome, T. W. McDowell, and J. Z. Wu, "Modeling of the biodynamic responses distributed at the fingers and palm of the hand in three orthogonal directions," *J. Sound Vib.*, vol. 332, no. 4, pp. 1125–1140, 2013.
- [36] S. A. Adewusi, S. Rakheja, P. Marcotte, and P.-E. Boileau, "On the discrepancies in the reported human hand-arm impedance at higher frequencies," *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 38, no. 9–10, pp. 703–714, 2008.
- [37] R. G. Dong, D. E. Welcome, T. W. McDowell, and J. Z. Wu, "Analysis of handle dynamics-induced errors in hand biodynamic measurements," *J. Sound Vib.*, vol. 318, no. 4–5, pp. 1313–1333, 2008.

- [38] S. A. Adewusi, S. Rakheja, P. Marcotte, and J. Boutin, "Vibration transmissibility characteristics of the human hand-arm system under different postures, hand forces and excitation levels," *J. Sound Vib.*, vol. 329, no. 14, pp. 2953–2971, 2010.
- [39] M. W. Dobry, "Energetyczna metoda diagnostyki technicznych i inteligentnych biologiczno-technicznych systemów oraz jej zastosowania," *Diagnostyka*, vol. 30, no. 1, pp. 137–146, 2004.
- [40] X. Zhang, X. Chen, Y. Li, V. Lantz, K. Wang, and J. Yang, "A framework for hand gesture recognition based on accelerometer and EMG sensors," *IEEE Trans. Syst. Man, Cybern. Part A: Systems Humans*, vol. 41, no. 6, pp. 1064–1076, Nov. 2011.
- [41] E. P. Doheny, M. M. Lowery, D. P. FitzPatrick, and M. J. O'Malley, "Effect of elbow joint angle on force-EMG relationships in human elbow flexor and extensor muscles," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 18, no. 5, pp. 760–770, 2008.
- [42] F. Gaetani, G. A. Zappatore, P. Visconti, and P. Primiceri, "Design of an Arduino-based platform interfaced by Bluetooth low energy with Myo armband for controlling an under-actuated transradial prosthesis," in *ICICDT 2018 - International Conference on IC Design and Technology*, *Proceedings*, 2018, pp. 185–188.
- [43] K. Kiguchi and Y. Hayashi, "An EMG-based control for an upper-limb power-assist exoskeleton robot," *IEEE Trans. Syst. Man, Cybern. Part B Cybern.*, vol. 42, no. 4, pp. 1064–1071, Aug. 2012.
- [44] T. Lenzi, S. M. M. De Rossi, N. Vitiello, and M. C. Carrozza, "Intention-based EMG control for powered exoskeletons," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 59, no. 8, pp. 2180–2190, Aug. 2012.
- [45] O. C. Lippold, "The relationship between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension.," J. Physiol., vol. 177, pp. 492–499, 1952.
- [46] H. A. Devries, "Efficiency of electrical activity' as a physiological measure of the functional state of muscle tissue," Am. J. Phys. Med., vol. 47, pp. 10–22, 1968.
- [47] S. Bouisset, "EMG and Muscle Force in Normal Motor Activities," in New Concepts of the Motor Unit, Neuromuscular Disorders, Electromyographic Kinesiology, vol. 1, S. Karger AG, 1973, pp. 547–583.
- [48] T. J. Armstrong, D. B. Chaffin, and J. A. Foulke, "A methodology for documenting hand positions and forces during manual work," J. Biomech., vol. 12, no. 2, pp. 131–133, 1979.
- [49] L. Claudon, "Evaluation of grip force using electromyograms in isometric isotonic conditions," *Int. J. Occup. Saf. Ergon.*, vol. 4, no. 2, pp. 169–184, 1998.
- [50] A. D. Astin and M. A. Nussbaum, "The Use of Standardized Forearm Emg Measures to Predict Single and Multi-Digit Forces," *Proc. Hum. Factors Ergon. Soc. Annu. Meet.*, vol. 44, no. 28, pp. 559–562, Jul. 2000.
- [51] M. J. M. Hoozemans and J. H. Van Dieën, "Prediction of handgrip forces using surface EMG of forearm muscles," J. Electromyogr. Kinesiol., vol. 15, no. 4, pp. 358–366, Aug. 2005.
- [52] M. Hoozemans, R. Loos, and M. Wilms, "Exact vs. random positioning of EMG electrodes for handgrip force prediction," *Meet. Divers.* ..., pp. 8–11, 2006.
- [53] F. Bai and C.-M. C. Chew, "Muscle force estimation with surface EMG during dynamic muscle contractions: A wavelet and ANN based approach," *Eng. Med. Biol. Soc.* ..., vol. 2013, pp. 4589–4592, 2013.
- [54] H. Cao, S. Sun, and K. Zhang, "Modified EMG-based handgrip force prediction using extreme learning machine," *Soft Comput.*, vol. 21, no. 2, pp. 491–500, 2017.
- [55] J. J. Dowling, "The use of electromyography for the noninvasive prediction of muscle forces. Current issues," *Sports Medicine*, vol. 24, no. 2. Springer International Publishing, pp. 82–96, Aug-1997.
- [56] K. W. Li and R. Yu, "Assessment of grip force and subjective hand force exertion under handedness and postural conditions," *Appl. Ergon.*, vol. 42, no. 6, pp. 929–933, 2011.
- [57] A. Finneran and L. O'Sullivan, "Effects of grip type and wrist posture on forearm EMG activity, endurance time and movement accuracy," *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 43, no. 1, pp. 91–99, 2013.
- [58] D. Roman-Liu and P. Bartuzi, "The influence of wrist posture on the time and frequency EMG signal measures of forearm muscles," *Gait Posture*, vol. 37, no. 3, pp. 340–344, Mar. 2013.

- [59] E. W. Maglischo, "Part II: Training Fast Twitch Muscle Fibers: Why and How," J. Swim. Res., vol. 19, pp. 1–18, 2012.
- [60] F. H. Netter, J. C. Thompson, A. Dziak, and B. Kamiński, Atlas anatomii ortopedycznej Nettera (Netter's Concise Atlas of Orthopaedic Anatomy). Elsevier Urban & Partner, 2007.
- [61] L. Lieberman, "How 'Caucasoids' got such big crania and why they shrank: From Morton to Rushton," *Curr. Anthropol.*, vol. 42, no. 1, pp. 69–95, 2001.
- [62] M. Koc and R. Stupnicki, "Porównanie budowy ciała koszykarek polskiej ekstraklasy ras białej i afroamerykańskiej," Zesz. Nauk. WSKFiT, pp. 19–23, 2014.
- [63] E. Loth, Badania antropologiczne nad mięśniami Murzynów. Warszawa: W.Wendego i S-ki, 1913.
- [64] M. L. Latash, Fundamentals of motor control. Academic Press, 2013.
- [65] W. Batko, Z. Dąbrowski, and J. Kiciński, *Nonlinear effects in technical diagnostics*. Radom: Institute for Sustainable Technologies NRI, 2008.
- [66] Z. Dąbrowski, "Ogólne sformułowanie zadania identyfikacji nieliniowego modelu dynamicznego," Acta Mech. Autom., vol. 3, no. 2, pp. 13–18, 2009.
- [67] Z. Dąbrowski, "Wykorzystanie symptomów nieliniowych w diagnostyce technicznej," *Diagnostyka*, vol. 30, no. 1, pp. 130–136, 2004.
- [68] T. Matoba, "Human response to vibration stress in Japanese workers: lessons from our 35-year studie," *Ind. Health*, vol. 53, no. 6, pp. 522–532, 2015.
- [69] S. R. Govindaraju, B. D. Curry, J. L. W. Bain, and D. A. Riley, "Nerve damage occurs at a wide range of vibration frequencies," *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 38, no. 9–10, pp. 687–692, 2008.
- [70] J. J. Zimmerman, D. A. Riley, and J. L. W. Bain, "Riveting Hammer Vibration and Nerve Damage," Proc. 25th Annu. Wisconsin Sp. Conf., pp. 1–10, 2015.
- [71] G. Logira, "II lavoro con i martelli pneumatici. The use of pneumatic hammers. Bollettino del Ispettorato del Lavoro," vol. 2, pp. 35–60, 1911.
- [72] S. Siziya *et al.*, "Exposure to occupational health hazards among Zambian workers," *Occup. Med.* (*Chic. Ill*)., vol. 63, no. 2, pp. 109–115, 2013.
- [73] Rozporządzenie Ministra Rodziny, Pracy i Polityki Społecznej z dnia 12 czerwca 2018 r. w sprawie najwyższych dopuszczalnych stężeń i natężeń czynników szkodliwych dla zdrowia w środowisku pracy. Polska: Dziennik Ustaw, 2018, p. 40.
- [74] PN-EN ISO 5349-2:2004 Drgania mechaniczne -- Pomiar i wyznaczanie ekspozycji człowieka na drgania przenoszone przez kończyny górne -- Część 2: Praktyczne wytyczne do wykonywania pomiarów na stanowisku pracy. 2004.
- [75] PN-EN 14253+A1:2011 Drgania mechaniczne -- Pomiar i obliczanie zawodowej ekspozycji na drgania o ogólnym działaniu na organizm człowieka dla potrzeb ochrony zdrowia -- Wytyczne praktyczne. Polska, 2011, p. 28.
- [76] Parlament Europejski, Dyrektywa 2002/44/WE Parlamentu Europejskiego i Rady z dnia 25 czerwca 2002 r. w sprawie minimalnych wymagań w zakresie ochrony zdrowia i bezpieczeństwa dotyczących narażenia pracowników na ryzyko spowodowane czynnikami fizycznymi (wibracji) (szesnasta dyrektywa szczegółowa w rozumieniu art. 16 ust. 1 dyrektywy 89/391/EWG), no. 10. 2002, pp. 235–241.
- [77] PN-EN ISO 5349-2:2004/A1:2015-11 Drgania mechaniczne Pomiar i wyznaczanie ekspozycji człowieka na drgania przenoszone przez kończyny górne - Część 2: Praktyczne wytyczne do wykonywania pomiarów na stanowisku pracy. 2011.
- [78] Obwieszczenie Prezesa Rady Ministrów z dnia 29 sierpnia 2016 r. w sprawie ogłoszenia jednolitego tekstu rozporządzenia Rady Ministrów w sprawie wykazu prac wzbronionych młodocianym i warunków ich zatrudniania przy niektórych z tych prac. Warszawa, 2016, p. 13.
- [79] Obwieszczenie Prezesa Rady Ministrów z dnia 8 grudnia 2016 r. w sprawie ogłoszenia jednolitego tekstu rozporządzenia Rady Ministrów w sprawie wykazu prac szczególnie uciążliwych lub szkodliwych dla zdrowia kobiet. Warszawa, 2016, p. 6.
- [80] PN-B-02171:2017-06 Ocena wpływu drgań na ludzi w budynkach. 2017, p. 24.

- [81] C. Puzyna, Zwalczanie hałasu w przemyśle. Zagadnienia wybrane. Warszawa: WNT, 1974.
- [82] D. Dieckmann, "Ein mechanisches Modell f
  ür das schwingungserregte Hand-Arm-System des Menschen," Int. Zeitschrift f
  ür Angew. Physiol. Einschl. Arbeitsphysiologie, vol. 17, no. 2, pp. 125–132, 1958.
- [83] R. Jahn and M. Heese, "Applications of hand-arm models in the investigation of the interaction between man and machine," Scand. J. Work. Environ. Heal., vol. 12, no. 4, pp. 343–346, Aug. 1986.
- [84] PN-EN ISO 10819:2013-12 Drgania i wstrząsy mechaniczne -- Drgania oddziałujące na organizm człowieka przez kończyny górne -- Pomiar i ocena wspólczynnika przenoszenia drgań przez rękawice na dłoń operatora. 2015, p. 34.
- [85] S. Rakheja, J. Z. Wu, R. G. Dong, A. W. Schopper, and P. É. Boileau, "Comparison of biodynamic models of the human hand-arm system for applications to hand-held power tools," *J. Sound Vib.*, vol. 249, no. 1, pp. 55–82, Jan. 2002.
- [86] R. G. Dong, D. E. Welcome, J. Z. Wu, and T. W. McDowell, "Development of hand-arm system models for vibrating tool analysis and test rig construction," *Noise Control Eng. J.*, vol. 56, no. 1, pp. 35–44, 2008.
- [87] R. G. Dong, D. E. Welcome, T. W. McDowell, and J. Z. Wu, "Theoretical foundation, methods, and criteria for calibrating human vibration models using frequency response functions," *J. Sound Vib.*, vol. 356, pp. 195–216, 2015.
- [88] International Standard Organisation, ISO 15230:2007 Mechanical vibration and shock -Coupling forces at the man-machine interface for hand-transmitted vibration. Switzerland, 2007, p. 25.
- [89] R. G. Dong, J. Z. Wu, D. E. Welcome, and T. W. McDowell, "A new approach to characterize grip force applied to a cylindrical handle," *Med. Eng. Phys.*, vol. 30, no. 1, pp. 20–33, 2008.
- [90] Y. K. Kong and B. D. Lowe, "Optimal cylindrical handle diameter for grip force tasks," *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 35, no. 6, pp. 495–507, 2005.
- [91] Y. K. Kong and A. Freivalds, "Evaluation of meat-hook handle shapes," Int. J. Ind. Ergon., vol. 32, no. 1, pp. 13–23, 2003.
- [92] A. Kargov, C. Pylatiuk, J. Martin, S. Schulz, and L. Doderlein, "A comparison of the grip force distribution in natural hands and in prosthetic hands," *Disabil Rehabil*, vol. 26, no. 12, pp. 705–711, 2004.
- [93] J. Z. Wu, D. E. Welcome, T. W. McDowell, X. S. Xu, and R. G. Dong, "Modeling of the interaction between grip force and vibration transmissibility of a finger," *Med. Eng. Phys.*, vol. 45, no. May, pp. 61–70, Jul. 2017.
- [94] A. Wichelhaus *et al.*, "Parameters influencing hand grip strength measured with the manugraphy system," *BMC Musculoskelet. Disord.*, vol. 19, no. 1, p. 54, 2018.
- [95] A. A. Amis, "Variation of finger forces in maximal isometric grasp tests on a range of cylinder diameters," J. Biomed. Eng., vol. 9, no. 4, pp. 313–320, Oct. 1987.
- [96] S.-H. Park, J. Hwang, B. D. Lowe, and A. Freivalds, "Optimal Handle Size to Minimize Internal Impact of Flexor Tendons," *Proc. Hum. Factors Ergon. Soc. Annu. Meet.*, vol. 54, no. 11, pp. 779–782, Sep. 2010.
- [97] N. J. Seo, T. J. Armstrong, and A. Arbor, "Investigation of Grip Force, Normal Force, Contact Area, Hand Size, and Handle Size for Cylindrical Handles," *Hum. Factors*, vol. 50, no. 5, pp. 734–744, Oct. 2008.
- [98] T. E. Hillman *et al.*, "A practical posture for hand grip dynamometry in the clinical setting," *Clin. Nutr.*, vol. 24, no. 2, pp. 224–228, 2005.
- [99] B. Wimer, R. G. Dong, D. E. Welcome, C. Warren, and T. W. McDowell, "Development of a new dynamometer for measuring grip strength applied on a cylindrical handle," *Med. Eng. Phys.*, vol. 31, no. 6, pp. 695–704, Jul. 2009.
- [100] A. H. Oskouei and A. Carman, "Prediction of Hand Grip Force Using Forearm Surface Displacement," J. Biomech., vol. 45, no. 1, p. S513, 2012.

- [101] G. Harih and B. Dolšak, "Comparison of subjective comfort ratings between anatomically shaped and cylindrical handles," *Appl. Ergon.*, vol. 45, no. 4, pp. 943–954, 2014.
- [102] Obwieszczenie Prezesa Rady Ministrów z dnia 4 września 2013 r. w sprawie ogłoszenia jednolitego tekstu rozporządzenia Rady Ministrów w sprawie chorób zawodowych, no. 47. Polska: Dziennik Ustaw, 2013, pp. 1–9.
- [103] N. Szeszenia-Dabrowska and U. Wilczynska, "Occupational diseases among workers employed in various branches of the national economy," *Med. Pr.*, vol. 64, no. 2, pp. 161–174, 2013.
- [104] J. Jarolímek and P. Urban, "Twenty year development of occupational diseases in the Czech republic: Medical and geographical aspects," *Cent. Eur. J. Public Health*, vol. 22, no. 4, pp. 251–256, 2014.
- [105] M. Edlund *et al.*, "Quantitatively measured tremor in hand-arm vibration-exposed workers," *Int. Arch. Occup. Environ. Health*, vol. 88, no. 3, pp. 305–310, 2015.
- [106] F. Copello et al., "Occupational medicine and hygiene: Applied research in Italy," J. Prev. Med. Hyg., vol. 56, no. 2, pp. E102–E110, 2015.
- [107] A. A. Dudarev and J. O. Odland, "Occupational health and health care in Russia and Russian Arctic: 1980-2010," Int. J. Circumpolar Health, vol. 72, p. 20456, 2013.
- [108] A. W. Khan, H. M. Moshammer, and M. Kundi, "Industrial hygiene, occupational safety and respiratory symptoms in the Pakistani cotton industry," *BMJ Open*, vol. 5, no. 4, pp. 1–8, 2015.
- [109] "What is Raynaud's? Facts on little known medical condition Chronicle Live," *ChronicleLive*, 2016. [Online]. Available: https://www.chroniclelive.co.uk/news/health/what-raynauds-facts-little-known-11534544. [Accessed: 27-Jul-2018].
- [110] CIOP, "Drgania mechaniczne zagrożenia i profilaktyka," Warszawa, 2010.
- [111] D. Knapikowa, K. Szczerba, and R. Smolik, "Nietypowy przypadek zespołu wibracyjnego," Pol. Tyg. Lek. (Wars)., vol. 39, no. 39, pp. 1301–1303, 1984.
- [112] H. Langauer-Lewowocka and J. Dzidzic, "Uzdrowiskowe leczenie naczyniowej postaci zespołu wibracyjnego," *Pol. Tyg. Lek. (Wars).*, vol. 4, no. 39, pp. 111–114, 1984.
- [113] B. Turczyński and J. Sobczyński, "Wskaźnik agregacji krwinek czerwonych i lepkości osocza u pracowników narażonych na działanie złożonego środowiska pracy (głównie drgań mechanicznych i hałasu)," *Pol. Tyg. Lek. (Wars).*, vol. 39, no. 39, pp. 1285–1287, 1984.
- [114] A. Hamilton, "A study of spastic anaemia in the hands of stonecutters," Ind. Accid. Hyg. Serv. Bull., vol. 236, no. 19, pp. 53–66, 1918.
- [115] M. Seyring, "Maladies from Work with Compressed Air Drills," Arch. f. Gewerbepath. u. Gewerbehyg., vol. 1, pp. 359–75, 1930.
- [116] Antywibracyjne.pl, "Białe palce to objaw zespołu wibracyjnego." [Online]. Available: http:// antywibracyjne.pl/biale-palce-zespol. [Accessed: 27-Jul-2018].
- [117] M. W. Dobry, "Efficiency of the constant interaction force vibroisolation (WoSSO)," J. Theor. Appl. Mech., vol. 52, no. 4, pp. 1083–1091, 2014.
- [118] "Dane o zapadalności 2014 rok (choroby zawodowe)."
- [119] U. Wilczyńska, N. Szeszenia-Dąbrowska, and W. Szymczak, "Choroby zawodowe stwierdzone w Polsce w 2012 r.," *Med. Pr.*, vol. 60, no. 3, pp. 167–178, 2009.
- [120] M. Suchecka, "Choroby zawodowe w Polsce zarys statystyki 2015 r.," CIOP, 2016. [Online]. Available: https://www.ciop.pl/CIOPPortalWAR/appmanager/ciop/pl?\_nfpb=true&\_pageLabel=P30001831335539182278&html\_tresc\_root\_id=21378&html\_tresc\_id=300005371&html\_klucz=19558&html\_klucz\_spis=. [Accessed: 27-Jul-2018].
- [121] Z. Engel, A. Kaczmarska, and D. Augustyńska, "Badania wpływu nadmiernej ekspozycji na hałas niskoczęstotliwościowy - choroba wibroakustyczna," *BEZPIECZEŃSTWO Pr. - Nauk. i Prakt.*, vol. 421, no. 11, pp. 4–7, 2005.
- [122] J. Wasilewski, T. Kiljański, and K. Miszalski-Jamka, "Rola naprężeń ścinających i mechanotransdukcji w procesie miażdżycowym," *Kardiol. Pol.*, vol. 69, no. 7, pp. 717–720, 2011.

- [123] M. Alves-Pereira and N. A. A. Castelo Branco, "Vibroacoustic disease: Biological effects of infrasound and low-frequency noise explained by mechanotransduction cellular signalling," *Prog. Biophys. Mol. Biol.*, vol. 93, no. 1–3, pp. 256–279, 2007.
- [124] R. N. Calvert, The History of Massage: An Illustrated Survey from Around the World. Healing Arts Press, 2002.
- [125] O. Skille, "Manual of Vibroacoustic Therapy," ISVA Pubications, 1991.
- [126] D. E. Michel and K. S. Chesky, "A survey of music therapists using music for pain relief," Arts Psychother., vol. 22, no. 1, pp. 49–51, Jan. 1995.
- [127] C. Boyd-Brewer and R. McCaffrey, "Vibroacoustic sound therapy improves pain management and more," *Holist Nurs Pr.*, vol. 18, no. 3, pp. 111–119, 2004.
- [128] R. Spintge and R. Dron, "Developing methods and techniques for scientific and medical application of music vibration," *Music Med.*, vol. 2, pp. 227–241, 1996.
- [129] S. Borysowicz Pietrow, N. Siemionowicz Lewkowskij, A. Iwanowicz Kurtow, and S. Lewkowskij Nikołajewicz, "Badanie efektywności wibroakustycznej metody leczenia w kompleksowej terapii chorych na przerost gruczołu krokowego," *Complement. i Altern. Med. Sci.*, vol. 1, no. 1, pp. 4–9, 2013.
- [130] "VITAFON T Profesjonalne Wibroakustyczne Urządzenie Medyczne + 2 PRZETWORNIKI Alma Med." [Online]. Available: https://almamed.pl/vitafon-t-wibroakustyka-urzadzenie-wibroakustyczne. [Accessed: 26-Jul-2018].
- [131] Z. Śliwiński, R. Mucha, J. Budziosz, and A. Sieroń, "Ocena skuteczności skojarzonej terapii wibroakustycznej, i magnetostymulacji na ból i ruchomość kręgosłupa kierowców zawodowych z zespołem bólowym odcinka lędźwiowego kręgosłupa," *Med. Sport.*, vol. 29, no. 3, Nov. 2013.
- [132] A. Skopowska, M. Biernacki, M. Dekowska, P. Ożóg, and A. Grochowska, "The influence of vibroacoustic therapy on the functional status of patients with gonarthrosis. A preliminary report," *Reumatologia/Rheumatology*, vol. 5, no. 5, pp. 292–298, 2014.
- [133] A. Katusić and V. Mejaski-Bosnjak, "Effects of vibrotactile stimulation on the control of muscle tone and movement facilitation in children with cerebral injury," *Coll. Antropol.*, vol. 35 Suppl. 1, pp. 57–63, 2011.
- [134] A. Forsblom, *Experiences of Music Listening and Music Therapy in Acute Stroke Rehabilitation*. 2012.
- [135] M. Cardinale and J. Wakeling, "Whole body vibration exercise: Are vibrations good for you?," *Br. J. Sports Med.*, vol. 39, no. 9, pp. 585–589, 2005.
- [136] Z. Damijan and A. Uhryński, "The Effect of General Low Frequency Vibration on Energy Balance of a Human Being," *Acta Phys. Pol. A*, vol. 123, no. 5, pp. 970–973, Jun. 2013.
- [137] A. Uhryński, "Wpływ 19-dniowego "treningu" drganiami niskoczęstotliwościowymi na podstawowe parametry fizjologiczne organizmu człowieka," in OSA 2006 : LIII Otwarte Seminarium z Akustyki : Kraków – Zakopane, 2006, pp. 127–128.
- [138] Z. Damijan and A. Uhryński, "The Influence of General Low Frequency Vibration on Posture Stability," *Acta Phys. Pol. A*, vol. 121, no. 1A, p. A-28-A-31, 2012.
- [139] V. B. Issurin and G. Tenenbaum, "Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes," J. Sports Sci., vol. 17, pp. 177–182, 1999.
- [140] A. F. J. Abercromby, W. E. Amonette, C. S. Layne, B. K. Mcfarlin, M. R. Hinman, and W. H. Paloski, "Variation in neuromuscular responses during acute whole-body vibration exercise," *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 39, no. 9, pp. 1642–1650, 2007.
- [141] S. Pośpiech, R. Czapkowicz-Pośpiech, P. Barucha, and J. Błaszczyk, "Wpływ drgań wibracyjnych o niskiej częstotliwości na wybrane parametry fizjologiczne sportowców," *Aktual. Probl. Biomech.*, no. 10, pp. 49–56, 2016.
- [142] W. Mrukwa, J. Świder, and A. Staniek, "Ocena możliwości pomiaru drgań w miejscu kontaktu rąk z ich źródłem," *Pr. Nauk. GIG. Górnictwo i Środowisko / Główny Inst. Górnictwa*, vol. nr 1, pp. 91–102, 2002.

- [143] R. Barański, "Searching for new measurement solutions in the area of estimating danger of local vibrations at workplace," Acta Phys. Pol. A, vol. 118, no. 1, pp. 3–6, 2010.
- [144] J. Z. Piotr Kowalski, "Możliwości wykorzystania piezolaminatów do badania drgań mechanicznych oddziałujących przez kończyny górne," CIOP Cent. Inst. Ochr. Pr., 2012.
- [145] SVANTEK, "SV 106 Miernik Wibracji Ogólnych i Miejscowych." [Online]. Available: https:// svantek.com/lang-pl/product/8/sv\_106a\_miernik\_wibracji\_ogolnych\_i\_miejscowych.html#about. [Accessed: 30-Jul-2018].
- [146] Brüel&Kjær, "Hand-held Analyzer Type 2250-S Brüel&Kjær Sound & Vibration." [Online]. Available: https://www.bksv.com/en/products/sound-and-vibration-meters/sound-level-meters--and-vibration-meters/Type-2250-S. [Accessed: 30-Jul-2018].
- [147] Castle Group, "GA2007 ULTIMUS Human Vibration Meter."
- [148] SVANTEK, "SV 103 Hand-Arm Vibration Dosimeter." [Online]. Available: https://www.svantek.com/lang-en/product/25/sv\_103\_vibration\_dosimeter.html#about. [Accessed: 18-Jul-2018].
- [149] Castle Group, "Hand Arm Vibration Meter Castle Vexo H GA2006H." [Online]. Available: https://www.castlegroup.co.uk/products/vibration/havs-measuring-equipment/ga2006h-vexo--hand-arm-vibration-meter.html. [Accessed: 18-Jul-2018].
- [150] "Pulsar vB Hand arm vibration meter Pulsar Instruments Plc." [Online]. Available: https://pulsarinstruments.com/en/product/pulsar-vb-hand-arm-vibration-meter. [Accessed: 18-Jul-2018].
- [151] "Human Vibration Meter HVM100."
- [152] "Reactec HAVwear 15 Watch System Buy Online."
- [153] HAVI, "HAVi Watch Data Logging System." [Online]. Available: https://www.thehavi.com/ watch/. [Accessed: 18-Jul-2018].
- [154] I. Ainsa, D. Gonzalez, M. Lizaranzu, and C. Bernad, "Experimental evaluation of uncertainty in hand-arm vibration measurements," *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 41, no. 2, pp. 167–179, 2011.
- [155] M. W. Dobry, Optymalizacja przepływu energii w systemie Człowiek Narzędzie Podłoże (CNP). Poznań: Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, 1998.
- [156] M. W. Dobry and M. Wojsznic, "Oddziaływanie drgań miejscowych na organizm ludzki ocena analizy dynamicznej i energetycznej," *Diagnostyka*, vol. 30, no. 1, pp. 151–154, 2004.
- [157] R. Barański, "Falkowa funkcja przejścia w analizie drgań układu narzędzie ręczne ręka operatora," AGH Akademia Górniczo-Hutnicza w Krakowie, 2007.
- [158] PN-IEC 50(801):1998 Międzynarodowy słownik terminologiczny elektryki Akustyka i elektroakustyka. 1998, p. 175.
- [159] J. Tarnowski and M. A. Książek, "Badania eksperymentalne stanów nieustalonych pracy układu ręka operatora–młotkowiertarka," *Czas. Tech.*, no. 1, pp. 233–240, 2008.
- [160] J. H. Wu, R. S. Chang, and J. A. Jiang, "A novel pulse measurement system by using laser triangulation and a CMOS image sensor," *Sensors*, vol. 7, no. 12, pp. 3366–3385, 2007.
- [161] M. A. Książek and J. Tarnowski, "Application of non-contact methods to experimental measurements of human body vibration," J. Theor. Appl. Mech., vol. 46, no. 4, pp. 845–867, 2008.
- [162] J. Tarnowski, "Opracowanie i aplikacja bezkontaktowych procedur pomiarowych do badania i modelowania wibracji ciała ludzkiego," Politechnika Krakowska, 2004.
- [163] M. Salman, "Continuous scanning laser Doppler vibrometry for synchronized array measurements: Applications to non-contact sensing of human body vibrations," Georgia Institute of Technology, 2012.
- [164] J. V. Basmajian and C. J. De Luca, *Muscles alive : their functions revealed by electromyography*. Williams & Wilkins, 1985.
- [165] F. Selmi, Carlo Matteucci per Francesco Selmi. dall'Unione tipografico-editrice, 1862.
- [166] "Elektrokardiografia Wikipedia, wolna encyklopedia." [Online]. Available: https://pl.wikipedia.org/wiki/Elektrokardiografia. [Accessed: 22-Jul-2018].
- [167] G. Pawlicki, Podstawy inżynierii medycznej. Warszawa: Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, 1997.

- [168] D. Dubin, "Rapid Interpretation of EKGs." Cover Pub. Co, Michigan, p. 368, 2000.
- [169] M. B. I. Raez, M. S. Hussain, F. Mohd-Yasin, M. B. I. Reaz, M. S. Hussain, and F. Mohd-Yasin, "Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications," *Biol. Proced. Online*, vol. 8, no. 1, pp. 11–35, Dec. 2006.
- [170] C. Kasprzak, "Influence of binaural beats on EEG signal," Acta Phys. Pol. A, vol. 119, no. 6 A, pp. 986–990, 2011.
- [171] G. Buzsáki, C. A. Anastassiou, and C. Koch, "The origin of extracellular fields and currents EEG, ECoG, LFP and spikes," *Nat. Rev. Neurosci.*, vol. 13, no. 6, pp. 407–420, Jun. 2012.
- [172] M. Aniukiewicz and B. Kocyła-Karczmarewicz, "Zmiany okulistyczne w zespole Bardeta i Biedla – opis przypadku," *Pediatr. Pol.*, vol. 83, no. 5, pp. 553–556, Sep. 2008.
- [173] L. Boćkowski, W. Sobaniec, K. Sendrowski, and B. Olchowik, "Zastosowanie i specyfika badań elektromiograficznych i elektroneurograficznych w neuropediatrii," *Neurol. Dziecięca*, vol. 18/2009, no. 36, pp. 65–70, 2009.
- [174] T. Opach, "Zastosowanie okulografii (techniki eye-tracking) w kartografii," Pol. Przegląd Kartogr., vol. T. 43, nr, pp. 155–169, 2011.
- [175] A. Kabacińska and A. Koryzma, "Nagła głuchota jako objaw osłoniaka nerwu VIII," Pol. Przegląd Otorynolaryngologiczny, vol. 2, no. 4, pp. 189–193, Oct. 2013.
- [176] I. Zielińska, A. Szaflarska-Popławska, and H. Zielińska-Duda, "The estimate of gastric myoelectrical activity in children and youth with gastrooesophageal acid reflux," *Gastroenterol. Rev. Gastroenterol.*, vol. 2, no. 1, pp. 27–32, 2007.
- [177] M. Kłaczyński, "Zjawiska wibroakustyczne w kanale głosowym człowieka," AGH Akademia Górniczo-Hutnicza im.St. Staszica w Krakowie, 2007.
- [178] C. Orizio, "Muscle sound: bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies.," *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 21, no. 3, pp. 201–243, 1993.
- [179] B. Milosevic, S. Benatti, and E. Farella, "Design challenges for wearable EMG applications," *Proc. 2017 Des. Autom. Test Eur. DATE 2017*, pp. 1432–1437, 2017.
- [180] M. Hakonen, H. Piitulainen, and A. Visala, "Current state of digital signal processing in myoelectric interfaces and related applications," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 18, pp. 334–359, 2015.
- [181] G. M. Lyons, P. Sharma, M. Baker, S. O'Malley, and A. Shanahan, "A computer game-based EMG biofeedback system for muscle rehabilitation," in *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE Cat. No.03CH37439)*, pp. 1625–1628.
- [182] G. Drost, D. F. Stegeman, B. G. M. van Engelen, and M. J. Zwarts, "Clinical applications of high-density surface EMG: A systematic review," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 16, no. 6, pp. 586–602, 2006.
- [183] P. Madeleine, P. Bajaj, K. Søgaard, and L. Arendt-Nielsen, "Mechanomyography and electromyography force relationships during concentric, isometric and eccentric contractions," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 11, no. 2, pp. 113–121, 2001.
- [184] C. Orizio, M. Gobbo, B. Diemont, F. Esposito, and A. Veicsteinas, "The surface mechanomyogram as a tool to describe the influence of fatigue on biceps brachii motor unit activation strategy. Historical basis and novel evidence," *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 90, no. 3–4, pp. 326–336, 2003.
- [185] M. AL HARRACH, "Modeling of the sEMG/Force relationship by data analysis of high resolution sensor network," Sorbonne University, 2016.
- [186] "La miofibrilla Tus Tareas." [Online]. Available: http://tustareas.lat/index.php/biologia/item/ 4530-la-miofibrilla. [Accessed: 28-Nov-2018].
- [187] J. Buśkiewicz, J. K. Grabski, and T. Walczak, Przewodnik do ćwiczeń laboratoryjnych z biomechaniki inżynierskiej. Poznań: Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, 2015.
- [188] P. Konrad, ABC EMG Praktyczne wprowadzenie do elektromiografii kinezjologicznej. Technomex Spółka z o.o., Noraxon Inc., 2005.

- [189] R. Merletti and A. Farina, "Analysis of Intramuscular electromyogram signals," *Philos. Trans. R. Soc. A Math. Phys. Eng. Sci.*, vol. 367, no. 1887, pp. 357–368, 2009.
- [190] A. Waris and E. Nlandu, "Biomedical Signal Processing and Control Effect of threshold values on the combination of EMG time domain features : Surface versus intramuscular EMG," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 45, pp. 267–273, 2018.
- [191] M. J. Zwarts, "Evaluation of the estimation of muscle fiber conduction velocity. Surface versus needle method," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 73, no. 6, pp. 544–548, Dec. 1989.
- [192] M. Maizels and C. F. Firlit, "Pediatric Urodynamics: A Clinical Comparison of Surface Versus Needle Pelvic Floor/external Sphincter Electromyography," J. Urol., vol. 122, no. 4, pp. 518–522, Oct. 1979.
- [193] A. Sandberg, "The standard concentric needle cannula cannot replace the Macro EMG electrode," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 125, no. 2, pp. 406–410, 2014.
- [194] J. Rijckaert, B. Pardon, L. Van Ham, G. van Loon, and P. Deprez, "Magnetic Motor Evoked Potential Recording in Horses Using Intramuscular Needle Electrodes and Surface Electrodes," *J. Equine Vet. Sci.*, vol. 68, pp. 101–107, Sep. 2018.
- [195] J. R. Daube and D. I. Rubin, "Needle electromyography," *Muscle and Nerve*, vol. 39, no. 2, pp. 244–270, 2009.
- [196] A. Goen and D. C. Tiwari, "Review of Surface Electromyogram Signals : Its Analysis and Applications," Int. J. Electr. Electron. Sci. Eng., vol. 7, no. 11, pp. 1–9, 2013.
- [197] C. J. De Luca, A. Adam, R. Wotiz, L. D. Gilmore, and S. H. Nawab, "Decomposition of Surface EMG Signals," J. Neurophysiol., vol. 96, no. 3, pp. 1646–1657, Sep. 2006.
- [198] A. Gallina, R. Merletti, and M. Gazzoni, "Uneven spatial distribution of surface EMG: What does it mean?," *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 113, no. 4, pp. 887–894, 2013.
- [199] N. Celadon, S. Došen, I. Binder, P. Ariano, and D. Farina, "Proportional estimation of finger movements from high-density surface electromyography," *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 13, no. 1, pp. 1–19, 2016.
- [200] Q. Xiong, "Design of an Advanced Portable System for High Density Surface EMG Recording with Wireless Control of Signal Quality," Politecnico di Torino, 2015.
- [201] P. Cattarello and R. Merletti, "Characterization of dry and wet Electrode-Skin interfaces on different skin treatments for HDsEMG," in 2016 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications, MeMeA 2016 - Proceedings, 2016.
- [202] D. Staudenmann, I. Kingma, A. Daffertshofer, D. F. Stegeman, and J. H. Van Dieën, "Improving EMG-based muscle force estimation by using a high-density EMG grid and principal component analysis," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 53, no. 4, pp. 712–719, Apr. 2006.
- [203] L. Pan, D. Zhang, N. Jiang, X. Sheng, and X. Zhu, "Improving robustness against electrode shift of high density EMG for myoelectric control through common spatial patterns," *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 12, no. 1, 2015.
- [204] P. Liu, D. R. Brown, E. A. Clancy, F. Martel, and D. Rancourt, "EMG-force estimation for multiple fingers," in 2013 IEEE Signal Processing in Medicine and Biology Symposium, SPMB 2013, 2013, pp. 1–6.
- [205] S. Rutkove, H. Kwon, and B. Sanchez, "Enhanced muscle evaluation using a novel impedance-electromyography (I-EMG) needle electrode," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 129, p. e103, May 2018.
- [206] N. Gammoudi, Z. Affes, S. Mellouli, K. Radhouane, and M. Dogui, "The diagnosis value of needle electrode electromyography in vaginismus," *Sexologies*, vol. 25, no. 4, pp. e57–e60, Nov. 2016.
- [207] N. G. Sirin, E. Kocasoy Orhan, H. Durmus, F. Deymeer, and M. B. Baslo, "Repetitive nerve stimulation and jitter measurement with disposable concentric needle electrode in newly diagnosed myasthenia gravis patients," *Neurophysiol. Clin.*, Feb. 2018.

- [208] W. J. Ares, N. Agarwal, J. Balzer, and B. T. Jankowitz, "Hemorrhagic complications of intraoperative neurophysiologic monitoring needle electrodes," *Interdiscip. Neurosurg. Adv. Tech. Case Manag.*, vol. 10, pp. 4–7, Dec. 2017.
- [209] I. M. Eli, N. T. Gamboa, J. Guan, and P. Taussky, "Acute Compartment Syndrome as a Complication of the Use of Intraoperative Neuromonitoring Needle Electrodes," *World Neurosurg.*, vol. 112, pp. 247–249, Apr. 2018.
- [210] J. J. Lee, J. T. Hong, I. S. Kim, J. Y. Kwon, J. B. Lee, and J. H. Park, "Significance of multimodal intraoperative monitoring during surgery in patients with craniovertebral junction pathology," *World Neurosurg.*, Jul. 2018.
- [211] K. Karvelas, C. Ziegler, and M. E. Rho, "Resident Accuracy of Electromyography Needle Electrode Placement Using Ultrasound Verification," in *PM and R*, 2016, vol. 8, no. 8, pp. 748–753.
- [212] J. A. Strommen and J. R. Daube, "Determinants of pain in needle electromyography," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 112, no. 8, pp. 1414–1418, Aug. 2001.
- [213] R. Merletii, "Standards for Reporting EMG Data," 1999. [Online]. Available: http://www.isek. org/emg-standards/. [Accessed: 20-Feb-2017].
- [214] N. Meziane, J. G. Webster, M. Attari, and A. J. Nimunkar, "Dry electrodes for electrocardiography," *Physiol. Meas.*, vol. 34, no. 9, 2013.
- [215] D. Lewes, "Electrode jelly in electrocardiography," Br. Heart J., vol. 27, no. 1, pp. 105–115, Jan. 1965.
- [216] A. Searle and L. Kirkup, "A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes," *Physiol. Meas.*, vol. 21, no. 2, pp. 271–283, May 2000.
- [217] G. Li, S. Wang, and Y. Y. Duan, "Towards gel-free electrodes: A systematic study of electrode--skin impedance," *Sensors and Actuators, B: Chemical*, vol. 241. Elsevier, pp. 1244–1255, 31-Mar-2017.
- [218] Y. M. Chi, T. P. Jung, and G. Cauwenberghs, "Dry-contact and noncontact biopotential electrodes: Methodological review," *IEEE Rev. Biomed. Eng.*, vol. 3, pp. 106–119, 2010.
- [219] J. Duchêne and F. Goubel, "Surface electromyogram during voluntary contraction: processing tools and relation to physiological events," *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 21, no. 4, pp. 313–397, 1993.
- [220] H. W. Tam and J. G. Webster, "Minimizing Electrode Motion Artifact by Skin Abrasion," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-24, no. 2, pp. 134–139, Mar. 1977.
- [221] W. H. Olson, D. R. Schmincke, and B. L. Henley, "Time and frequency dependence of disposable ECG electrode-skin impedance," *Med.Instrum.*, vol. 13, no. 0090-6689, pp. 269–272, 1979.
- [222] P. S. Pandian *et al.*, "Low noise multi-channel biopotential wireless data acquisition system for dry electrodes," *SPIE Proc. Nanosensors Microsens. Bio-Systems*, vol. 6931, no. July 2014, 2008.
- [223] G. L. Gerstein and W. A. Clark, "Simultaneous studies of firing patterns in several neurons," *Science (80-.).*, vol. 143, no. 3612, pp. 1325–1327, Mar. 1964.
- [224] W. Simon, "The real-time sorting of neuro-electric action potentials in multiple unit studies," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 18, no. 2, pp. 192–195, Feb. 1965.
- [225] P. Augustyniak, Przetwarzanie sygnałów elektrodiagnostycznych. Kraków: AGH Uczelniane Wydawnictwa Naukowo-Dydaktyczne, 2001.
- [226] F. N. Guerrero, E. M. Spinelli, and M. A. Haberman, "Analysis and Simple Circuit Design of Double Differential EMG Active Electrode," *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 10, no. 3, pp. 787–795, 2016.
- [227] M. Mozhanova, "Design of a High-Resolution Surface Electromyogram Conditioning Circuit," Proj. Rep. (Worcester Polytech. Institute), 2012.
- [228] F. A. S. Igor Luiz Bernardes de Moura, Luan Carlos de Sena Monteiro Ozelim, "Low Cost Surface Electromyographic Signal Amplifier Based On Arduino Microcontroller," *Int. J. Electr. Inf. Eng.*, vol. 8, no. 2, pp. 303–307, 2014.

- [229] A. Morlecki, J. Ekiel, and K. Fidelus, *Bionika ruchu*. Warszawa: PWN, 1971.
- [230] R. Barański and A. Grzeczka, "Simply And Low Coast Electromyography Signal Amplifier," *Diagnostyka*, vol. 18, no. 4, pp. 69–77, 2017.
- [231] N. Nazmi, M. Abdul Rahman, S.-I. Yamamoto, S. Ahmad, H. Zamzuri, and S. Mazlan, "A Review of Classification Techniques of EMG Signals during Isotonic and Isometric Contractions," *Sensors*, vol. 16, no. 8, p. 1304, Aug. 2016.
- [232] J. Rodriguez-falces, J. Navallas, and A. Malanda, Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges. InTech, 2012.
- [233] "EEG:Fizyczne i techniczne aspekty rejestracji sygnałów bioelektrycznych.".
- [234] and H. E. S. Yacoub, K. Raoof, "Filtering of Cardiac and Power Line in Surface Respiratory EMG Signal," *Appl. Math. Inf. Sci.*, 2010.
- [235] B. S. Day, "Important Factors in Surface EMG Measurement," Measurement, pp. 1–17, 2002.
- [236] E. A. Clancy, E. L. Morin, and R. Merletti, "Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography," in *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2002, vol. 12, no. 1, pp. 1–16.
- [237] D. T. Mewett, H. Nazeran, and K. J. Reynolds, "Removing power line noise from recorded EMG," in *Annual Reports of the Research Reactor Institute, Kyoto University*, 2001, vol. 3, pp. 2190–2193.
- [238] W. Batko and Z. Dąbrowski, *Nowoczesne metody badania procesów wibroakustycznych*. Wydawnictwo Instytutu Technologii Eksploatacji - PIB, 2005.
- [239] W. Batko and Z. Dąbrowski, Nowoczesne metody badania procesów wibroakustycznych: (zastosowania techniczne): praca zbiorowa. Cz. 2. Wydawnictwo Instytutu Technologii Eksploatacji - PIB, 2006.
- [240] T. Korbiel et al., "Recognition of the 24-hour Noise Exposure of a Human," Arch. Acoust., vol. 42, no. 4, pp. 43–49, 2017.
- [241] W. WszoŁek and M. Kłaczyński, "Analysis of polish pathological speech by higher order spectrum," Acta Phys. Pol. A, vol. 118, no. 1, pp. 190–192, Jul. 2010.
- [242] Z. W. Engel, M. Kłaczyński, and W. Wszołek, "A vibroacoustic model of selected human larynx diseases," *Int. J. Occup. Saf. Ergon.*, vol. 13, no. 4, pp. 367–379, Jan. 2007.
- [243] T. P. Zieliński, "Cyfrowe przetwarzanie sygnałów od teorii do zastosowań," in #Książka, 2005.
- [244] A. Timofiejczuk, *Metody analizy sygnalów niestacjonarnych*. Gliwice: Wydaw. Politechniki Śląskiej, 2004.
- [245] E. A. Clancy and N. Hogan, "Probability density of the surface electromyogram and its relation to amplitude detectors," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 46, no. 6, pp. 730–739, 1999.
- [246] D. F. Yuan, Y. T. Zhang, and W. Herzog, "The probability density function of vibromyographic and electromyographic signals for different levels of contraction of human quadriceps muscles," in Engineering in Medicine and Biology Society, 1994. Engineering Advances: New Opportunities for Biomedical Engineers. Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE, 1994, pp. 351–352 vol.1.
- [247] M. Hayashibe and D. Guiraud, "Voluntary EMG-to-force estimation with a multi-scale physiological muscle model," *Biomed. Eng. Online*, vol. 12, no. 1, pp. 1–18, 2013.
- [248] C. J. De Luca, L. Donald Gilmore, M. Kuznetsov, and S. H. Roy, "Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination," *J. Biomech.*, vol. 43, no. 8, pp. 1573–1579, May 2010.
- [249] C. Lagerström, B. Nordgren, and C. Olerud, "Evaluation of grip strength measurements after Colles" fracture: a methodological study.," Scand. J. Rehabil. Med., vol. 31, no. 1, pp. 49–54, Mar. 1999.
- [250] J. Duque, D. Masset, and J. Malchaire, "Evaluation of handgrip force from EMG measurements," *Appl. Ergon.*, vol. 26, no. 1, pp. 61–66, Feb. 1995.
- [251] L. F. de Oliveira and L. L. Menegaldo, "Input error analysis of an EMG-driven muscle model of the plantar flexors," *Acta Bioeng. Biomech.*, vol. 14, no. 2, pp. 75–81, 2012.

- [252] J. van Meeteren, R. M. van Rijn, R. W. Selles, M. E. Roebroeck, and H. J. Stam, "Grip strength parameters and functional activities in young adults with unilateral cerebral palsy compared with healthy subjects," *J. Rehabil. Med.*, vol. 39, no. 8, pp. 598–604, 2007.
- [253] S. Jennett, Churchill Livingstone's Dictionary of Sport and Exercise Science and Medicine. Elsevier Health Sciences, 2008.
- [254] J. Yousefi and A. Hamilton-Wright, "Characterizing EMG data using machine-learning tools," *Comput. Biol. Med.*, vol. 51, pp. 1–13, 2014.
- [255] Advancer Technologies, "Myoware datasheet," pp. 1-8, 2015.
- [256] Advancer Technologies, "Three lead Differential Muscle / Electromyography Sensor for Microcontroller Applications," no. February 2013, pp. 2–5.
- [257] K. M. Crisp, H. Lin, and I. Prosper, "Breadboard Amplifier: Building and Using Simple Electrophysiology Equipment," J. Undergrad. Neurosci. Educ., vol. 14, no. 2, pp. A124-31, 2016.
- [258] T. G. Supuk, A. K. Skelin, and M. Cic, "Design, development and testing of a low-cost sEMG system and its use in recording muscle activity in human gait," *Sensors (Switzerland)*, vol. 14, no. 5, pp. 8235–8258, 2014.
- [259] S. A. Lopez, "Design and construction of an EMG multichannel acquisition system prototype," 2012.
- [260] B. Sun, W. Chen, and X. Zheng, "The System Design for the Extraction and Pre-processing of Surface EMG," *Phys. Procedia*, vol. 33, pp. 8–13, Jan. 2012.
- [261] M. Reinvee and M. Pa a suke, "Overview of Contemporary Low-cost sEMG Hardware for Applications in Human Factors and Ergonomics," *Proc. Hum. Factors Ergon. Soc. Annu. Meet.*, vol. 60, no. 1, pp. 408–412, Sep. 2016.
- [262] J. Bogusz, "Wzmacniacze pomiarowe w medycynie," Elektron. Prakt., no. 1, pp. 54–56, 2010.
- [263] S. PIETRASZEK, "System akwizycji sygnałów bioelektrycznych z programowanym układem ADS1298," *Pomiary Autom. Kontrola*, vol. 58, no. 3, pp. 12–16, 2012.
- [264] P. Górecki, Wzmacniacze operacyjne: podstawy, aplikacje, zastosowania. Wydawnictwo BTC, 2002.
- [265] Texas Instruments, "TL07xx Low-Noise JFET-Input Operational Amplifiers 1," vol. 074, 2017.
- [266] J. Wang, L. Tang, and J. E Bronlund, "Surface EMG Signal Amplification and Filtering," *Int. J. Comput. Appl.*, vol. 82, no. 1, pp. 15–22, Nov. 2013.
- [267] Texas Instruments, "Precision, Low Power INSTRUMENTATION AMPLIFIERS FEATURES," Nonlinearity, no. February, 2005.
- [268] Analog Devices, "AD620 Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier," Online] www. datasheetcatalog. com.[Online], pp. 1–20, 1999.
- [269] Texas Instruments, "TL08xx JFET-Input Operational Amplifiers," vol. 082, 2015.
- [270] A. Zięba, Analiza danych w naukach ścisłych i technice. Warszawa: Wydawnictwo Naukowe PWN, 2013.
- [271] L. TECHNOLOGIC (XIAMEN) CO., "NA27 technical note."
- [272] B. M. Tymrak, M. Kreiger, and J. M. Pearce, "Mechanical properties of components fabricated with open-source 3-D printers under realistic environmental conditions," *Mater. Des.*, vol. 58, pp. 242–246, 2014.
- [273] S. A. Raj, E. Muthukumaran, and K. Jayakrishna, "A Case Study of 3D Printed PLA and Its Mechanical Properties," *Mater. Today Proc.*, vol. 5, no. 5, pp. 11219–11226, 2018.
- [274] R. Barański and W. Sieklicki, "Projekt urządzenia do badania siły zacisku (z wykorzystaniem druku 3D)," in Aktualności Inżynierii Akustycznej i Biomedycznej, D. Mleczko and A. Ozga, Eds. Kraków: Polskie Towarzystwo Akustyczne w Krakowie, 2016, p. 12.
- [275] R. Barański and W. Sieklicki, "Rękojeść do badania siły zacisku," in Wibrotech 2017, 2017, p. 1.
- [276] R. Morletti, C. Disselhorst-Klug, D. F. Stegeman, and G. M. Hägg, "SENIAM," 2018. [Online]. Available: http://www.seniam.org/. [Accessed: 19-Aug-2018].
- [277] P. Zipp, "Recommendations for the standardization of lead positions in surface electromyography," *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, vol. 50, no. 1, pp. 41–54, 1982.

- [278] L. Mesin, R. Merletti, and A. Rainoldi, "Surface EMG: The issue of electrode location," J. Electromyogr. Kinesiol., vol. 19, no. 5, pp. 719–726, Oct. 2009.
- [279] I. C. N. Sacco, A. A. Gomes, M. E. Otuzi, D. Pripas, and A. N. Onodera, "A method for better positioning bipolar electrodes for lower limb EMG recordings during dynamic contractions," *J. Neurosci. Methods*, vol. 180, no. 1, pp. 133–137, May 2009.
- [280] F. Hug, "Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography?," Journal of Electromyography and Kinesiology, vol. 21, no. 1. Elsevier, pp. 1–12, 01-Feb-2011.
- [281] R. Barański, W. Wojnicz, and U. Moskała, "Best parameter for force grip estimation based on sEMG signal," in *Biomechanics 2016*, 2016, pp. 45–46.
- [282] CFCF, "File:1120 Muscles that Move the Forearm Antebrach. Prof. Flex. Sin.png Wikimedia Commons," *Commons Wikipedia*, 2015. [Online]. Available: https://commons.wikimedia. org/wiki/File:1120\_Muscles\_that\_Move\_the\_Forearm\_Antebrach.\_Prof.\_Flex.\_Sin.png. [Accessed: 17-Oct-2018].
- [283] Y. Yamanoi, S. Morishita, R. Kato, and H. Yokoi, "Development of myoelectric hand that determines hand posture and estimates grip force simultaneously," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 38, pp. 312–321, Sep. 2017.
- [284] R. Gurram, S. Rakheja, and G. J. Gouw, "A study of hand grip pressure distribution and EMG of finger flexor muscles under dynamic loads," *Ergonomics*, vol. 38, no. 4, pp. 684–699, Apr. 1995.
- [285] D. R. Rogers and D. T. MacIsaac, "A comparison of EMG-based muscle fatigue assessments during dynamic contractions," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 23, no. 5, pp. 1004–1011, 2013.
- [286] K. Xing, P. Yang, J. Huang, Y. Wang, and Q. Zhu, "A real-time EMG pattern recognition method for virtual myoelectric hand control," *Neurocomputing*, vol. 136, pp. 345–355, 2014.
- [287] M. Gruet, J. M. Vallier, L. Mely, and J. Brisswalter, "Long term reliability of EMG measurements in adults with cystic fibrosis," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 20, no. 2, pp. 305–312, Apr. 2010.
- [288] S. Breit, S. Spieker, J. B. Schulz, and T. Gasser, "Long-term EMG recordings differentiate between parkinsonian and essential tremor," J. Neurol., vol. 255, no. 1, pp. 103–111, Jan. 2008.
- [289] C. Pylatiuk et al., "Comparison of surface EMG monitoring electrodes for long-term use in rehabilitation device control," in 2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, ICORR 2009, 2009, pp. 300–304.
- [290] J. Kollmitzer, G. R. Ebenbichler, and A. Kopf, "Reliability of surface electromyographic measurements," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 110, no. 4, pp. 725–734, Apr. 1999.
- [291] A. Stanisz, Przystępny kurs statystyki z zastosowaniem STATISTICA PL na przykładach z medycyny (Statistic course using STATISTICA software on examples of medicine). Kraków: StatSoft Polska, 2006.
- [292] M. F. Sanderson, "Whole Body Vibration: Stimulus Characteristics and Acute Neuromuscular Responses," The University of Edinburgh, 2014.
- [293] R. Casale, H. Ring, and A. Rainoldi, "High frequency vibration conditioning stimulation centrally reduces myoelectrical manifestation of fatigue in healthy subjects," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 19, no. 5, pp. 998–1004, 2009.
- [294] M. A. Lebedev and A. V. Polyakov, "Analysis of surface EMG of human soleus muscle subjected to vibration," J. Electromyogr. Kinesiol., vol. 2, no. 1, pp. 26–35, Jan. 1992.
- [295] R. Ritzmann, A. Kramer, M. Gruber, A. Gollhofer, and W. Taube, "EMG activity during whole body vibration: Motion artifacts or stretch reflexes?," *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 110, no. 1, pp. 143–151, 2010.
- [296] A. Fratini, P. Bifulco, M. Romano, F. Clemente, and M. Cesarelli, "Simulation of surface EMG for the analysis of muscle activity during whole body vibratory stimulation," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 113, no. 1, pp. 314–322, 2014.
- [297] A. Fratini, M. Cesarelli, P. Bifulco, and M. Romano, "Relevance of motion artifact in electromyography recordings during vibration treatment," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 19, no. 4, pp. 710–718, 2009.

- [298] D. Burke and H. H. Schiller, "Discharge pattern of single motor units in the tonic vibration reflex of human triceps surae," *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, vol. 39, no. 8, pp. 729–741, 1976.
- [299] R. Person and G. Kozhina, "Tonic vibration reflex of human limb muscles: Discharge pattern of motor units," J. Electromyogr. Kinesiol., vol. 2, no. 1, pp. 1–9, Jan. 1992.
- [300] B. J. Martin and H. S. Park, "Analysis of the tonic vibration reflex: Influence of vibration variables on motor unit synchronization and fatigue," *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, vol. 75, no. 6, pp. 504–511, 1997.
- [301] C. Åström, M. Lindkvist, L. Burström, G. Sundelin, and J. S. Karlsson, "Changes in EMG activity in the upper trapezius muscle due to local vibration exposure," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 19, no. 3, pp. 407–415, 2009.
- [302] L. Fattorini, A. Tirabasso, A. Lunghi, R. Di Giovanni, F. Sacco, and E. Marchetti, "Muscular forearm activation in hand-grip tasks with superimposition of mechanical vibrations," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 26, pp. 143–148, 2016.
- [303] M. Widia and S. Z. Dawal, "The Effect of Hand-held Vibrating Tools on Muscle Activity and Grip Strength," Aust. J. Basic Appl. Sci., vol. 5, no. 11, pp. 198–211, 2011.
- [304] Zespół Roboczy nowelizacji dokumentu WECC Doc. 19-1990, "EA-4/02 Wyrażanie niepewności pomiaru przy wzorcowaniu," 1999.
- [305] W. Batko, P. Pawlik, and B. Stępień, Nieklasyczne metody statystyczne w ocenie niepewności w badaniach i modelowaniu akustycznym. Radom: Wydawnictwo Naukowe Instytutu Technologii Eksploatacji - PIB, 2015.
- [306] B. Efron, "Bootstrap Methods: Another Look at the Jackknife," Ann. Stat., vol. 7, no. 1, pp. 1–26, 1979.
- [307] B. Stępień, "A Comparison of Classical and Bayesian Interval Estimation for Long-Term Indicators of Road Traffic Noise," *Acta Acust. united with Acust.*, vol. 104, no. 6, pp. 1118–1129, 2018.