

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO  
WE WROCŁAWIU  
WYDZIAŁ FIZJOTERAPII

Sławomir Mikołaj Chomiak

WPŁYW MOBILIZACJI POWIĘZI PODUDZIA NA  
WŁAŚCIWOŚCI BIOELEKTRYCZNE I MECHANICZNE  
MIĘŚNIA BRZUCHATEGO ŁYDKI ORAZ  
DWUGŁOWEGO UDA

Rozprawa doktorska wykonana w Zakładzie Kinezylogii  
Wydziału Fizjoterapii Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu

Promotor:

*dr hab. Katarzyna Kisiel-Sajewicz, prof.  
AWF Wrocław*

WROCŁAW 2022

## SPIS TREŚCI

WYKAZ SKRÓTÓW UŻYWANYCH W TEKŚCIE .....	6
I WSTĘP.....	8
I 1. Biomechanika, anatomia i fizjologia powięzi.....	9
I 2. Badania nad fizjologicznymi mechanizmami działania technik terapii manualnej ..	12
II CEL PRACY.....	23
III HIPOTEZY .....	23
IV MATERIAŁY I METODY BADAWCZE .....	24
IV 1. Osoby badane .....	24
IV 2. Koncepcja badań .....	26
IV 3. Protokół badawczy .....	28
IV 4. Stanowisko badawcze oraz pozycja badanego podczas wykonywanych badań elektromiograficznych, miometrycznych i aplikacji interwencji mobilizacji powięzi podudzia .....	31
IV 5. Ultrasonograficzna lokalizacja badanych struktur .....	32
IV 6. Rejestracja elektromiografii wysokiej rozdzielczości przestrzennej (HdEMG) ....	34
IV 6.1 Obróbka i analiza sygnału HdEMG.....	36
IV 6.2 Lokalizacja funkcjonalnej strefy inervacji głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki i głowy długiej mięśnia dwugłowego uda przed i po zastosowanej interwencji .....	36
IV 6.3 Obróbka i analiza sygnału HdEMG w celu badania czynności EMG mięśnia brzuchatego łydki i mięśnia dwugłowego uda w dwóch funkcjach przed i po interwencji .....	37
IV 7. Pomiary miometryczne (MYO) w spoczynku oraz podczas skurczu submaksymalnego izometrycznego w funkcjach zginania podszwowego w stawie	

skokowym oraz zginania w stawie kolanowym .....	39
IV 8. Obróbka danych miometrycznych.....	41
IV 9. Interwencja manualna techniką mobilizacji powięzi podudzia (TMPP).....	42
IV 10. Analizowane parametry .....	44
IV 11. Metody statystyczne .....	46
V WYNIKI .....	48
V 1. Analizy map rozkładu stref inervacji głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki oraz głowy długiej mięśnia dwugłowego uda wyznaczanych z zastosowaniem HdEMG (IZ HdEMG).....	48
V 2. Elektromiograficzna ocena aktywności bioelektrycznej badanych mięśni przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia .....	51
V 2.1 Amplituda (RMS EMG) i mediana częstotliwości (Mdf EMG) sygnału EMG głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia .....	51
V 2.2 Amplituda (RMS EMG) i mediana częstotliwości (Mdf EMG) sygnału EMG głowy długiej mięśnia dwugłowego uda podczas funkcji zginania w stawie kolanowym przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia .....	54
V 3. Wyniki analizy parametrów oceniających właściwości mechaniczne badanych mięśni szkieletowych.....	56
V 3.1 Wyniki analizy parametrów miometrycznych przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia, zmierzone w spoczynku .....	56
V 3.1.1 Parametry miometryczne głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki ..	56
V 3.1.2 Parametry miometryczne głowy długiej mięśnia dwugłowego uda .....	59
V 3.2. Wyniki analizy parametrów miometrycznych przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia, zmierzonych podczas submaksymalnego skurczu ....	62

V 3.2.1 Parametry miometryczne głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki podczas zginania podszwowego w stawie skokowym .....	62
V 3.2.2 Parametry miometryczne głowy długiej mięśnia dwugłowego uda podczas zginania w stawie kolanowym.....	65
V 4. Wartości siły przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia, generowane podczas submaksymalnego skurczu izometrycznego w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym i zginania w stawie kolanowym.....	68
V 5. Wyniki analizy zależności parametrów miometrycznych z parametrami elektrofizjologicznymi.....	70
V 5.1 Korelacje parametrów miometrycznych z parametrami elektrofizjologicznymi głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki w spoczynku oraz podczas skurczu izometrycznego submaksymalnego w funkcji zginania podszwowego.....	70
V 5.2 Korelacje parametrów miometrycznych z parametrami elektrofizjologicznymi głowy długiej mięśnia dwugłowego uda w spoczynku oraz podczas skurczu izometrycznego submaksymalnego w funkcji zginania w stawie kolanowym .....	74
VI DYSKUSJA .....	77
VI 1. Wpływ zastosowania techniki mobilizacji powięzi na właściwości bioelektryczne mięśni szkieletowych.....	78
VI 1.1 Wpływ zastosowania techniki mobilizacji powięzi podudzia na zmianę rozkładu strefy inervacji głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki i głowy długiej mięśnia dwugłowego uda.....	78
VI 1.2 Wpływ zastosowania techniki mobilizacji powięzi podudzia na czynność bioelektryczną mięśnia brzuchatego łydki podczas zginania podszwowego.....	81
VI 1.3. Wpływ zastosowania techniki mobilizacji powięzi na czynność bioelektryczną mięśnia dwugłowego uda podczas zginania w stawie kolanowym....	87

VI 2. Wpływ zastosowania techniki mobilizacji powięzi podudzia na właściwości mechaniczne badanych mięśni szkieletowych .....	91
VI 2.1 Wpływ zastosowania techniki mobilizacji powięzi podudzia na właściwości mechaniczne mięśnia brzuchatego łydki oceniane w spoczynku .....	91
VI 2.2 Wpływ zastosowania techniki mobilizacji powięzi na właściwości mechaniczne mięśnia dwugłowego uda ocenianych w spoczynku .....	93
VI 2.3 Wpływ zastosowania techniki mobilizacji powięzi na właściwości mechaniczne mięśnia brzuchatego łydki oceniane podczas zginania podszwowego ...	95
VI 2.4 Wpływ zastosowania techniki mobilizacji powięzi na właściwości mechaniczne mięśnia dwugłowego uda oceniane podczas zginania w stawie kolanowym.....	97
VI 3. Zależności parametrów miometrycznych z parametrami elektrofizjologicznymi przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia.....	98
VI 4. Podsumowanie .....	102
VI 4.1 Ograniczenia przeprowadzonych badań oraz kierunek przyszłych badań ....	103
VII WNIOSKI .....	108
VIII PIŚMIENNICTWO .....	109
STRESZCZENIE .....	123
ABSTRACT .....	126
SPIS RYCIN.....	129
SPIS TABEL.....	134

## WYKAZ SKRÓTÓW UŻYWANYCH W TEKŚCIE

BF	z łac. <i>musculus biceps Femoris</i> , mięsień dwugłowy uda
BMI	z ang. <i>body mass index</i> , wskaźnik masy ciała
C-MYO	z ang. <i>myometrical creepability</i> , miometryczna płynność tkanki
D-MYO	z ang. <i>myometrical decrement</i> , miometryczna elastyczność
EC	z ang. <i>excitation-contraction</i> , sprzężenie wzbudzenie-skurcz
EMD	z ang. <i>electromechanical delay</i> , opóźnienie elektromechaniczne
EMG	z ang. <i>electromyography</i> , elektromiografia
F-MYO	z ang. <i>myometrical frequency</i> , miometryczna częstotliwość
FFT	z ang. <i>fast Fourier transform</i> , szybka transformata Fouriera
FTT	z ang. <i>force transmission time</i> , czas przenoszenia siły
GC	z łac. <i>musculus gastrocnemius</i> , mięsień brzuchaty łydki
HdEMG	z ang. <i>high density electromyography</i> , elektromiografia wysokiej rozdzielczości przestrzennej
HVLA	z ang. <i>high velocity, low amplitude</i> , manipulacja wysokiej prędkości, niskiej amplitudy
IMP	z ang. <i>intramuscular pressure</i> , ciśnienie wewnątrzmięśniowe
IZ	z ang. <i>inervation zone</i> , strefa inervacji
IZ	z ang. <i>inervation zone</i> , strefa inervacji
IZ HdEMG	z ang. <i>inervation zone map of high density electromyography signal</i> , mapa stref inervacji sygnału elektromiografii wysokiej rozdzielczości przestrzennej
Kor.	korelacja
L	kończyna lewa
M	z ang. <i>mean</i> , średnia
MdF	z ang. <i>median frequency</i> , mediana częstotliwości
MF	moment siły
MMG	z ang. <i>mehanomyogrephy</i> , mechanomiografia

MU	z ang. <i>motor unit</i> , jednostka motoryczna
MVC	z ang. <i>maximal voluntary contraction</i> , maksymalny skurcz dowolny
MYO	z ang. <i>myometry</i> , miometria
n	liczebność grupy badanych osób
NS	z ang. <i>nonsignificant</i> , oznaczenie braku istotności statystycznej
OUN	ośrodkowy układ nerwowy
P	kończyna prawa
R-MYO	z ang. <i>myometrical mechanical stress relaxation time</i> , miometryczny mechaniczny czas relaksacji tkanki po odkształceniu
RMS EMG	z ang. <i>root mean square amplitude</i> , średnia kwadratowa amplitudy
S	z łac. <i>musculus soleus</i> , mięsień płaszczkowaty
S-MYO	z ang. <i>myometrical stiffness</i> , miometryczna sztywność
SD	z ang. <i>standard deviation</i> , odchylenie standardowe
SNAG	z ang. <i>sustained natural apophyseal glide</i> , mobilizacji trwałym naturalnym ślizgiem
TFM	z ang. <i>transverse friction massage</i> , masaż poprzeczny
TMPP	technika mobilizacji powięzi podudzia
USG	z ang. <i>ultrasonography</i> , ultrasonografia
VAS	z ang. <i>visual analogue scale</i> , wizualna skala analogowa

## I WSTĘP

Rozwój nauk o zdrowiu i nauk o kulturze fizycznej oraz szerokość zastosowań zdobywanej przez te nauki wiedzy wymaga postępu badań wyjaśniających fizjologiczne podłoże działania metod i technik terapeutycznych. Kontinuum, jakim jest przyroda, zmusza naukowców do interdyscyplinarnego podejścia do rozwiązywania problemów naukowych, a stopień rozwoju nauk biomedycznych stawia praktyków przed koniecznością rozumienia mechanizmów stosowanych przez nich procedur leczniczych. W fizjoterapii, tak jak w innych obszarach wiedzy biomedycznej, ważne jest poznanie rodzaju i kierunku adaptacyjnych zmian wywoływanych w ustroju ludzkiego ciała pod wpływem stosowanej terapii. Badawcza weryfikacja doświadczeń praktyków pozwala na zrozumienie integralności strukturalno-funkcjonalnej organizmów żywych (Marshall, 2001). Ten rodzaj podejścia pozwala również podnieść efektywność stosowanych terapii oraz stwarza warunki do uzyskiwania nowych doświadczeń z praktyki klinicznej (Bialosky i wsp., 2018). Wyrazem takiego kierunku rozwoju w obszarze neurofizjologii ruchu wydają się wciąż modyfikowane modele teoretyczne kontroli motorycznej (Latasch i wsp., 2010). Zintegrowanie wiedzy eksperymentalnej z teoretyczną oraz z praktyką kliniczną pozwala na zrozumienie mechanizmów będących podstawą stosowanych i tworzenia nowych skutecznych interwencji fizjoterapeutycznych, pozwalających na przebudowę lub powrót fizjologicznych funkcji układu ruchu. Poznanie zależności pomiędzy biomechaniką układu mięśniowo-powięziowego a mechanizmami sterowania aktywnością mięśni szkieletowych podczas zadań motorycznych wskazuje na kierunek rozwoju metod i technik fizjoterapeutycznych. Mimo mnogości koncepcji terapeutycznych, niewystarczająco udokumentowane wydają się być naukowe dowody, wyjaśniające mechanizm wywoływania w różnym czasie miejscowych i rozległych zmian ustrojowych, powodowanych bodźcami generowanymi technikami terapii manualnej. W tym rozdziale przedstawię założenia mechanizmów działania terapii manualnych ukierunkowanych na wpływ na funkcje układu ruchu wraz ze spodziewanymi (terapeutycznie pożądanymi) efektami wpływu technik terapii manualnej, jak: redukcja wzmożonego tonusu



mięśniowego, redukcja odczuwanego bólu czy zmiana rozkładu sił statycznych i dynamicznych w funkcjach stawów, które prezentowane są przez twórców i kontynuatorów rozwoju koncepcji terapeutycznych (Chaitow, 2012; Myers, 2012; Stecco i Stecco, 2013). Założenia twórców koncepcji terapii manualnej zestawie z dotychczasowymi wynikami badań (López-de-Celis i wsp., 2020; Lunghi i wsp., 2016; Pérez-Bellmunt i wsp., 2021; Santiago i wsp., 2020), które skłoniły mnie do opisywanych w niniejszej pracy badań nad wpływem interwencji mobilizacyjnej powięzi na właściwości mechaniczne oraz elektrofizjologiczne badanych mięśni szkieletowych. Wiedza z zakresu anatomii i fizjologii powięzi oraz neurofizjologicznych mechanizmów czucia i kontroli ruchu pozwala na zrozumienie obserwowanych w różnym czasie zmian takich jak: poprawa zakresu ruchomości w stawach obwodowych (Carvalho Munize Silva i wsp., 2018), redukcja objawów bólowych (James i wsp., 2009; Tozzi i wsp., 2011), zmniejszenie tonusu mięśniowego (Cadellans-Arróniz i wsp., 2021; Pérez-Bellmunt i wsp., 2021a), wywołanych bodźcami mechanicznymi stosowanymi podczas aplikacji techniki mobilizacji powięzi.

## **I 1. Biomechanika, anatomia i fizjologia powięzi**

Zgodnie z coraz częściej reprezentowanym w literaturze poglądem (Adstrum, 2017; Findley i wsp., 2012; Huijing i Langevin, 2009) wszystkie układy ludzkiego organizmu należy rozpatrywać w sposób wieloaspektowy, łącząc mechaniczne właściwości tkanek i neurofizjologiczne mechanizmy wpływające na właściwości i funkcje tkanki łącznej zorganizowanej w struktury powięziowe (Adstrum, 2017). Brak jest pełnego konsensusu dotyczącego części nazewnictwa, systematyki struktur powięziowych oraz pełnionych przez nie funkcji (Bordoni i wsp., 2019; Bordoni i Myers, 2020; Bordoni i wsp., 2021). Wspomniany brak konsensusu wynika z niepełnego udokumentowania naukowego funkcji systemu powięziowego. Ważnym kierunkiem teoretycznych rozważań jak i badań eksperymentalnych i klinicznych jest poznawanie zjawisk zachodzących w sieci powięziowej w odpowiedzi na bodźce fizykalne. Autorzy prac teoretycznych (Purslow, 2020) i badawczych (Krause i wsp., 2018; Passerieux i wsp., 2007) dotyczących

układu mięśniowo-powięziowo-szkieletowego wskazują na istotne znaczenie funkcjonalnego połączenia biomechaniczno-neurofizjologicznego sieci powięziowej. Istnieją anatomiczne i histologiczne dowody obecności w powięzi głębokiej przedramienia i ramienia, w troczkach zginaczy przedramienia i podudzia, w powięzi grzbietowo-lędźwiowej receptorów takich jak: ciała Golgiego-Mazzoniego, wolne zakończenia nerwowe, ciała Ruffiniego oraz Paciniego (Stecco i wsp., 2007; Stecco i wsp., 2010). Wciąż nie do końca jednak poznane jest znaczenie funkcjonalnego połączenia biomechaniczno-neurofizjologicznego sieci powięziowej. Badania morfologiczne i histologiczne (Stecco i wsp., 2010) sugerują, że budowa troczków podudzia nie odpowiada wyłącznie funkcji mechanicznego utrzymania ścięgien, ale również troczki podudzia mogą wpływać na proces propriocepcji ze stawu skokowego. Źródłem wpływu mechanicznego układu powięziowego na wielostawowe łańcuchy biomechaniczne upatruje się w ciągłości budowy struktur powięziowych (Wilke i wsp., 2016; Wilke i wsp. 2019) w jednej części wynikającej z włóknisto-elastycznej struktury tkanki łącznej, w drugiej zaś ze zjawiska przyłączania się włókien kolagenowych budujących strukturę ścięgna końcowego mięśni nie tylko do pola przyczepu kostnego, ale częściowo przechodzących w inne struktury powięziowe: mięśni, przegrody międzymięśniowe, ścięgna czy rozciągna (Passerieux, 2007; Ripoli i wsp., 2009; Stecco i wsp., 2008). W wielości połączeń mechanicznych oraz licznych mechanoreceptorach zlokalizowanych w powięzi (Schleip, 2003; Stecco i wsp., 2008; Stecco i wsp., 2019; Tesarz i wsp., 2011) badacze upatrują udziału informacji zwrotnych w strategii sprzężenia zwrotnego (z ang. feedback) w działaniu na motoneurony i interneurony rdzenia kręgowego. Poprzez ten mechanizm struktury powięziowe wpływać mogą na sterowanie aktywacją jednostek motorycznych mięśni synergistycznych i antagonistycznych oraz całych zespołów mięśniowych działających w łańcuchach biomechanicznych podczas wykonywania ruchów dowolnych oraz lokomocyjnych. Połączenia mechaniczne przez ciągłość powięziową (Ripoli i wsp., 2009; Wilke i wsp., 2016) przenoszą siły z mięśni synergistycznych na mięśnie agonistyczne i odwrotnie. Jednocześnie występuje przenoszenie sił z mięśni pełniących funkcje agonistyczne w jednej sekwencji ruchu

łańcucha biomechanicznego na mięśnie będące agonistami w kolejnej następującej po niej sekwencji ruchu łańcucha biomechanicznego. Siły dynamiczne i statyczne, przenoszone przez ciągłość struktur powięziowych (Stecco i wsp., 2008) pomiędzy mięśniowo-powięziowymi elementami łańcuchów biomechanicznych, wpływają na kształt informacji proprioreceptywnej, modyfikując komendy motoryczne z ośrodkowego układu nerwowego (OUN). Występuje też komponent mechanicznego wpływu struktur powięziowych na generowaną siłę mięśniową. Purslow (2020) sugeruje, że strukturalne powiązania namięśnej (z łac. epimysium) i omięśnej (z łac. perimysium) ze śródmięsną (z łac. endomysium) pełnią rolę modulującą zmiany aktywnych i pasywnych właściwości mechanicznych mięśni. Wewnątrzmięśniowe warstwy powięziowe mięśnia w ramach pęczka mięśniowego pełnią funkcję transmitującą siły, odpowiadają za przemieszczenie jej między sąsiednimi komórkami mięśniowymi, co ma wpływ na wielkość generowanej siły podczas skurczu mięśniowego i jej działanie na dźwignie kostne. Warunki mechaniczne, jakie tworzą sieci powięziowe w układzie działania sztywnego połączenia (połączenia mięsień-ścięgno-układ kostny) odgrywają znaczącą rolę w generowaniu siły podczas skurczu (np. w ruchu dowolnym) oraz podczas regulacji napięcia mięśniowego w warunkach spoczynku. Z tego powodu w niniejszej pracy oceniano wpływ zastosowanej techniki mobilizacji powięzi na właściwości mechaniczne (badane parametry miometryczne) mięśni w warunkach spoczynku, jak i skurczu.

Strukturalnie powięź głęboka kończyny dolnej jest rozbudowaną przestrzennie łącznotkankową blaszką o średniej grubości  $924\mu\text{m}$  ( $SD156\mu\text{m}$ ) (Stecco C i wsp., 2008). W jej skład wchodzi zarówno warstwy powięzi mięśni przegrody międzymięśniowej, jak i troczki podudzia. Średnia grubość warstw powięziowych w kończynie dolnej jest większa w dystalnej części kończyny, a mniejsza w proksymalnej (Stecco C i wsp., 2008). Struktury zewnątrzmięśniowe zbudowane są z 2 do 3 warstw włókien kolagenowych o różnej w stosunku do siebie orientacji przebiegu. Pomiedzy warstwami zewnątrzmięśniowej powięzi znajduje się luźna sieć włókien kolagenowych pozwalająca na przesuwalność poszczególnych warstw względem siebie. Połączenie poszczególnych warstw i budowanych przez nie struktur, jak przegrody międzymięśniowe, namięśna,

pochewki ścięgien, troczki mięśni oraz torebki stawowe, odbywa się poprzez ekspansje włókniste (z łac. *lacertus fibrosus*) oraz bezpośrednio do przyczepów kostnych przez przegrody mięśniowe dzielące przedziały mięśni (Stecco C i wsp., 2008). W obrębie struktur mięśniowo-powięziowych badanych w niniejszej pracy występują połączenia na poziomie zewnątrzmięśniowych warstw powięzi głębokiej (Stecco C i wsp., 2011a). Wilke i wsp. (2016) w przeglądzie systematycznym na temat dowodów ciągłości strukturalnej łańcuchów mięśniowo-powięziowych, wskazują na istnienie silnych dowodów naukowych na obecność połączeń strukturalnych dla 4 z 6 badanych łańcuchów mięśniowo-powięziowych. Jednym z łańcuchów mięśniowo-powięziowych jest połączenie klinicznie nazywane powierzchowną linią grzbietu (z ang. *superficial back line*). Ciągłość tego łańcucha mięśniowo-powięziowego potwierdziło 14 z 62 analizowanych przez zespół Wilke i wsp. (2016) prac. W skład opisanego łańcucha mięśniowo-powięziowego wchodzi następujące główne struktury: rozciągno podeszwowe, ścięgno Achillesa, mięsień brzuchaty łydki, mięśnie tylnej grupy uda (dwugłowy, półścięgnisty i półbłoniasty), więzadło krzyżowo-guzowe, powięź lędźwiowa i mięsień prostownik grzbietu. Dowody ciągłości strukturalnej powięziowego komponentu łańcucha mięśniowo-powięziowego stały się jednym z powodów skłaniających mnie do poszukiwania funkcjonalnego wpływu mobilizacji powięziowej zaaplikowanej na powięź głęboką podudzia na zmiany parametrów biomechanicznych oraz neurofizjologicznych mięśni brzuchatego łydki oraz dwugłowego uda.

## **I 2.   Badania nad fizjologicznymi mechanizmami działania technik terapii manualnej**

Podstawową trudnością w badaniach nad fizjologicznym podłożem działania technik terapeutycznych terapii manualnej jest jednoczesny wpływ stosowanych interwencji na zmienne mechaniczne, biochemiczne i neurofizjologiczne. Z tego też powodu są one przedmiotem zainteresowania interdyscyplinarnych zespołów badawczych. Aby poznać neurofizjologiczne podstawy działania techniki terapii manualnej stosuje się

eksperymenty bazujące na różnorodnych metodach pomiarowych jak na przykład: badanie odruchu H z analizą zmiany stosunku  $H_{max}/M_{max}$  po manipulacji wysokiej prędkości, niskiej amplitudy (HVLA, z ang. high velocity, low amplitude) segmentu kręgosłupa L5-S1 oraz technice wstępnego obciążenia stawu (z ang. joint pre-loading) (Dishman i wsp., 2012). Autorzy ci donoszą o spadku stosunku  $H_{max}/M_{max}$  w 10 s po interwencji manipulacji segmentów L5-S1 kręgosłupa oraz technice wstępnego obciążenia stawu. Dishman i wsp. (2012) wykazują spadek stosunku  $H_{max}/M_{max}$  o 41% po interwencji manipulacją HVLA segmentu kręgosłupa L5-S1 oraz o 39% po interwencji techniką wstępnego obciążenia stawu, przy braku różnic w grupie kontrolnej (bez interwencji). Aguisuelas i wsp. (2019) dokonywali pomiarów elektromiograficznych podczas skurczu izokinetycznego mięśni prostowników grzbietu (analiza wskaźnika amplitudy sygnału EMG w trakcie skurczu do relaksacji mięśni prostowników grzbietu, pomiędzy fazą ekscentryczną a koncentryczną) w funkcji zginania i prostowania tułowia u osób z aktywnym zespołem bólowym kręgosłupa lędźwiowego. Aguisuelas i wsp. (2019) wykazali spadek wskaźnika amplitudy sygnału EMG w trakcie skurczu do relaksacji mięśni prostowników grzbietu pomiędzy fazą ekscentryczną a koncentryczną w funkcji zginania i prostowania tułowia.

Podziału mechanizmów oddziaływania technik terapii manualnych na funkcje układu powięziowo-mięśniowego w pracy przeglądowej dokonali Simmonds i wsp. (2012), wyróżniając trzy typy mechanizmów: mechaniczne, neurofizjologiczne oraz nieneurologiczne. W grupie mechanizmów o podłożu mechanicznym znajdują się głównie procesy przebudowujące właściwości biomechaniczne sieci kolagenowej, głównie przez wpływ na właściwości mechaniczne macierzy międzykomórkowej, redukując densyfikacje luźnej tkanki łącznej zlokalizowanej pomiędzy warstwami gęstego ukierunkowanego utkania powięzi, zmniejszające adhezje poszczególnych warstw struktur powięziowych (Pavan i wsp., 2014). Mechanizmy te zmniejszają tarcie pomiędzy warstwami mięśniowo-powięziowymi pracującymi w bezpośredniej bliskości. Zmiana przesuwalności związana jest z mikrouszkodzeniami w obrębie sieci kolagenowej tkanki łącznej następującymi na skutek wielokrotnie powtarzanych dynamicznych lub długotrwałych statycznych bodźców

mechanicznych, aplikowanych podczas interwencji manualnej. Mikrouszkodzenia wywołują przebudowę macierzy międzykomórkowej, co powoduje zmianę rozkładu sił statycznych powięzi, a przez to wpływ na siły dynamiczne. Dostępna literatura dostarcza jednak ograniczoną ilość eksperymentalnych dowodów tego rodzaju mechanizmów wpływu technik terapii manualnej na funkcję układu mięśniowo-powięziowego. Badania nad wpływem przezskórnej fibrolizy narzędziowej (z ang. diacutaneous fibrolysis) na mechaniczne właściwości mięśni poddanych interwencji manualnej (Lopez-de-Celis i wsp., 2020) wykazują obniżenie sztywności i wzrost czasu relaksacji po odkształceniu mięśnia brzuchatego łydki, ocenianej za pomocą parametrów miometrycznych zarówno bezpośrednio po interwencji jak i w 30 min. po zastosowanej interwencji. Badanie to pośrednio może potwierdzać teoretyczne założenia, że rozerwanie mikropołączeń luźnej tkanki łącznej zmienia przesuwalność warstw tkanek i ten mechanizm może działać natychmiastowo po zastosowaniu terapii. Przykład długoterminowo stosowanej stymulacji mechanicznej poprzez zastosowanie masażu, prezentuje praca Andrzejewski i wsp. (2015). W badaniach na modelu zwierzęcym autorzy zanotowali wzrost ilości włókien kolagenowych o małej średnicy na skutek zastosowanej stymulacji bodźcami mechanicznymi - masażem aplikowanym na ścięgno (5 razy w tygodniu przez 10 tygodni), stosowanym jednocześnie z treningiem biegowym z progresją objętości intensywności wysiłku: długości trwania jednostki treningowej oraz prędkości chodu (trening 5 razy w tygodniu przez 10 tygodni). Andrzejewski i wsp. (2015) sugerują, że zanotowane zmiany ilości włókien kolagenowych były wynikiem wzrostu aktywności metabolicznej fibroblastów i produkcji nowych włókien kolagenowych.

W grupie mechanizmów neurofizjologicznych Simmonds i wsp. (2012) przedstawia dowody i teorie doszukujące się oddziaływania technik terapii manualnej za pośrednictwem aferencji wprost do autonomicznego układu nerwowego. W badaniu histologicznym powięzi głębokiej odnaleziono wolne zakończenia nerwowe, morfologicznie odpowiadające występującym w autonomicznym układzie nerwowym (Stecco i wsp., 2008). Bardziej złożony mechanizm przedstawiają Hinz i Gabbiani (2003). Badacze ci wskazują na mechanizm modulowania napięcia powięzi przez miofibroblasty,

przekształcone komórki tkanki łącznej zdolne do generowania napięcia. Wspomniani autorzy sugerują, że na napięcie miofibroblastów wpływ mają: cytokiny, składniki macierzy międzykomórkowej tkanki łącznej, metabolity oraz energia mechaniczna. Hinz i Gabbiani (2003) sugerują też, że zmiana napięcia powięzi może powodować aferentację mechanoreceptywną, niezmielinizowanych włókien C (typu IV), występujących zarówno w powięzi powierzchownej, jak i głębokiej. Ten rodzaj aferencji, prawdopodobnie na drodze odruchowej, może wpływać na pętlę gamma i regulację tonusu mięśniowego, na drodze statycznego odruchu na rozciąganie. Ponadto, Langevin i wsp. (2005) w swoich badaniach odnotowali dynamiczne zmiany w cytoszkieletcie fibroblastów, będące odpowiedzią na długotrwałe mechaniczne rozciąganie tkanki podskórnej. Istnieją też prace, których autorzy prezentują dowody na zdolność powięzi do aktywnego kurczenia się, mogące częściowo tłumaczyć odpowiedzi organizmu na działanie terapeutycznej stymulacji mięśniowo-powięziowej (Schleip i Klingler, 2019). Ingber (2003) oraz Eagan i wsp. (2007) wykazali, iż zjawisko mechanicznego przewodzenia fibroblastów na inne fibroblasty, niepodlegające bezpośrednio eksperymentalnej interwencji mechanicznej, jest odroczone w czasie do 2 godzin. Ten odległy w czasie mechanizm odpowiedzi tkanki nie tłumaczy jednak redukcji odczuć bólowych pacjentów oraz zwiększenia zakresu ruchu w stawie (Carvalho Munize Silva i wsp., 2018). Według badań Barnes (1997) czas reakcji od momentu zadziałania bodźca terapeutycznego, do pojawienia się subiektywnego odczucia redukcji objawów bólowych, mieści się w przedziale 90-120 s. Wykazano też zdolność do generowania siły mechanicznej przez preparaty ludzkiej i szczurzej powięzi pobrane in vivo, poddane działaniu środków farmakologicznych (Schleip i wsp., 2019). Autorzy ci zarejestrowali skurcze preparatów w odpowiedzi na stymulację płodową surowicą bydlęcą, analogiem tromboksanu A2 U46619, TGF- $\beta$ 1 i mepiramina oraz relaksacji na skutek zastosowania toksyny botulinowej typu C3 stosowanej jako inhibitor kinazy Rho (białka regulatorowego cytoszkieletu). Schleip i wsp. (2019) zanotowali też dodatnią zależność pomiędzy ilością fibroblastów a generowaną siłą skurczu preparatu.

Trzecią grupę w podziale mechanizmów wpływu technik terapii manualnej stanowią nieneurologiczne działania technik mięśniowo-powięziowych terapii manualnej.

Wśród tego typu mechanizmów Simmonds i wsp. (2012) wymieniają: wpływ bodźców mechanicznych na macierz międzykomórkową tkanki łącznej i zmianę przez to właściwości wiskoelastycznych powięzi. McAnulty (2007) zanotował, że fibroblasty odgrywają ważną rolę w procesie regulowania uwodnienia i składu płynnej substancji międzykomórkowej w tkance łącznej. Wykazywane są też powiązania mechanicznych zmian pod wpływem manualnych technik terapeutycznych z parakrynną lub endokrynną sygnalizacją komórkową, jak układ endocannabinoidowy (Fede i wsp., 2020), mający wpływ na właściwości fizykochemiczne macierzy międzykomórkowej tkanki łącznej oraz przebudowę fibroblastów (McPartland, 2008). Układ endocannabinoidowy ma szeroki zakres oddziaływania na wiele układów i funkcji ludzkiego organizmu, zarówno fizycznych, jak i psychicznych, w czym również można doszukiwać się wpływu technik mięśniowo-powięziowych terapii manualnej na sferę psychiczną, co w obserwacjach klinicznych opisywane jest jako poprawa nastroju, czy zmniejszenie się uczucia niepokoju. Za jedne z bardziej prawdopodobnych długoterminowych mechanizmów wpływu technik terapii manualnej na funkcję układu mięśniowo-powięziowego uznawane są mechanizmy związane z powstawaniem miejscowych procesów zapalnych, stymulujących przebudowę sieci kolagenowej. Gehlsen i wsp. (1999) przeprowadził badania zmian biochemicznych w obrębie powięzi po zastosowaniu mobilizacji mechanicznych tkanki łącznej, wykonywanych z różną siłą nacisku. We wnioskach autorzy konstatują, że większa siła nacisku zastosowana podczas mobilizacji wzmaga miejscowy proces zapalny, wspomagający przebudowę objętych działaniem terapeutycznym struktur.

Podsumowując, żadna z omawianych grup mechanizmów działania technik terapii manualnej samodzielnie nie wyjaśnia obserwowanych zjawisk terapeutycznych (Bialosky i wsp., 2018). Zastosowanie wyłącznie jednego kierunku wyjaśnienia stoi też w sprzeczności ze wspomnianą już zasadą integralności funkcjonalno-strukturalnej ustroju ludzkiego organizmu. Simmonds i wsp. (2012) klasyfikują i opisują mechanizmy, przez które interwencje technikami terapii manualnej mogą wpływać na właściwości mechaniczne oraz czynność bioelektryczną mięśni szkieletowych, które staną się przedmiotem analizy w niniejszej pracy.



W analizowanej przez mnie literaturze dostępne są prace, których autorzy badali wpływ technik terapii manualnej na bioelektryczne i mechaniczne właściwości układu powięziowo-mięśniowego stosując obiektywne metody badawcze wykonując: pomiary miometryczne, mechanomiograficzne, elektromiograficzne, szybkimi czujnikami ultradźwiękowymi. Wyniki Xin Ye i wsp. (2015) wykazały przesunięcie w kierunku proksymalnym strefy inervacji mięśnia dwugłowego ramienia po zastosowaniu 12 serii po 100 s statycznego stretchingu. Przesunięcie strefy inervacji występowało bez względu na siłę izometrycznego skurczu. Rejestracji dokonywano: w maksymalnym dowolnym skurczu izometrycznym (MVC) oraz na submaksymalnych poziomach 30%, 50% i 70% MVC. Begovic i wsp. (2016) wykonali badanie wpływu techniki terapii manualnej, masażu poprzecznego (TFM, z ang. transverse friction massage) aplikowanego na ścięgno końcowe mięśnia czworogłowego uda, na opóźnienie elektromechaniczne (EMD, z ang. electromechanical delay), przenoszenie siły (FTT, z ang. force transmission time, czas upływający od mechanicznej aktywacji mięśnia do rozpoczęcia narastania momentu siły) i sprzężenie wzbudzenie-skurcz (EC, ang. excitation-contraction). Po zastosowaniu TFM wydłużeniu uległy czasy EC i EMD, jednocześnie skróceniu uległ FTT. Begovic i wsp. (2016) z analizowanych parametrów estymują sztywność aktywną mięśnia, stwierdzając, że zmalała na skutek zmiany komendy motorycznej oraz skrócenie czasu przenoszenia siły interpretują jako wzrost sztywności niekurczliwych elementów mięśnia. Zespół Lopez-de-Celis i wsp. (2020) badał wpływ jednorazowej sesji przezskórnej fibrolizy (z ang. cutaneous fibrolysis) na biomechaniczne właściwości mięśnia brzuchatego łydki mierzone miometrycznie. Zespół ten zanotował spadek sztywności mięśniowej oraz wydłużenie czasu relaksacji tkanki bezpośrednio po ucisku po zastosowaniu interwencji fibrolizy przezskórnej oraz w 30 min. po interwencji. Niewiele jest dowodów na wpływ interwencji manualnej wykonanej w obrębie jednej struktury układu ruchu na funkcjonalne zmiany w synergistycznych strukturach powięziowo-mięśniowych. Zespół Kassolik i wsp. (2009) badał przenoszenie się zmian generowanych w trakcie masażu wykonywanego na dystalnej strukturze łańcucha mięśniowo-powięziowego na odpowiedzi mechanomiograficzną (MMG) i elektromiograficzną (EMG), rejestrowaną na

proksymalnej oddalonej strukturze mięśniowej badanych łańcuchów kończyny górnej i dolnej. Kassolik i wsp. (2009) zanotowali wzrost amplitudy MMG w trakcie interwencji w stosunku do szumu w warunkach spoczynku w obu badanych łańcuchach. Wzrost amplitudy EMG zanotowano wyłącznie dla łańcucha w kończynie dolnej.

Skuteczność kliniczna technik terapii manualnej najczęściej badana jest subiektywnymi metodami badawczymi jak: ocena bólu w wizualnej skali analogowej (VAS, z ang. visual analogue scale), siła chwytu do momentu odczucia wystąpienia bólu (o wartości 1 w skali VAS), ocena stanu funkcjonowania oraz jakości aktywności funkcji motorycznej kończyn, kwestionariuszami ocen klinicznych czy testami prowokacji bólowej (Barra Lopez i wsp., 201; :Lopez-de-Celis i wsp., 2018). Przykładem badania klinicznego opartego na subiektywnych metodach badawczych jest ocena skuteczności fibrolizy przezskórnej u pacjentów z zespołem ciasnoty podbarkowej na redukcję bólu w testach prowokacji funkcjonalnej, intensywność bólu nocnego, zakres bezbólowej ruchomości stawu ramiennego oraz stan funkcjonalny w randomizowanym, kontrolowanym badaniu klinicznym (Barra Lopez i wsp., 2013). Znacznie mniej prezentowanych jest wyników badań klinicznych z zastosowaniem obiektywnych metod badawczych w postępowaniach leczniczych z wykorzystaniem technik terapii manualnej (Santiago i wsp., 2020). W tym obszarze istotny problem stanowi niedobór dowodów naukowych na skuteczność terapeutyczną w leczeniu dysfunkcji układu mięśniowo-powięziowego ocenianych za pomocą wspomnianych obiektywnych metod badawczych. Stanowi to również problem w prawidłowym programowaniu i stosowaniu postępowania fizjoterapeutycznych, w których skład wchodzi procedury terapii manualnej. Przykładem doniesienia łączącego w sobie badanie nad skutecznością kliniczną i poszukiwanie dowodów na kierunek wpływu fizjologicznego zastosowanych manualnych technik terapeutycznych jest praca Tozzi i wsp. (2011). Tozzi i wsp. (2011) dowiedli w dynamicznych pomiarach ultrasonograficznych wzrost zakresu ślizgu warstw powięziowych badanych mięśni względem siebie. Dodatkowo autorzy ci zanotowali spadek intensywności objawów bólowych u pacjentów z niespecyficznymi szyjnymi i lędźwiowymi zespołami bólowymi po zastosowaniu rozluźniania powięziowego. Inni

badacze, Courtney i wsp. (2010), zanotowali spadek odpowiedzi odruchowej w odruchu zginania (unikania) na drażnienie elektryczne po mobilizacji oscylacyjnej stawu kolanowego u osób z gonartrozą. Jako interpretację uzyskanego wyniku Courtney i wsp. (2010) przedstawiają inhibicję pobudliwości nocyceptywnej ze stawu kolanowego, objętego procesem artrotycznym. Spadek pobudliwości nocyceptywnej Courtney i wsp. (2010) wykazali wzrostem czasu latencji odruchu zginania mierzonego aktywnością EMG zginaczy kolana w odpowiedzi na elektryczne drażnienie podeszwy stopy.

Obszarem eksploracji badawczej są też porównawcze badania różnych rodzajów technik terapeutycznych. Stanek i wsp. (2018) porównują eksperymentalnie narzędziową technikę Garston (z ang. Graston Technique) oraz mięśniowo powięziowe rozluźnianie (z ang. Myofascial Release). Stanek i wsp. (2018) wykazują wyższą skuteczność w poprawie zakresu ruchomości zgięcia podszwowego stopy u osób z wyjściowym ograniczeniem tego zakresu ruchomości po zastosowaniu mięśniowo powięziowego rozluźniania. Izquierdo Pérez i wsp. (2015) wykazują brak różnic w efektywności poprawy zakresu ruchomości oraz redukcji objawów bólowych w porównaniu zastosowania manipulacji wysokiej prędkości, niskiej amplitudy (HVLA, z ang. high velocity, low amplitude), mobilizacji segmentu kręgosłupa i mobilizacji trwałym naturalnym ślizgiem (SNAG, z ang. sustained natural apophyseal glide) u pacjentów z przewlekłym zespołem bólowym szyi. W analizowanej przeze mnie literaturze brak jest badań, w których porównania technik terapeutycznych terapii manualnej pod względem efektu dokonywano obiektywnymi metodami badawczymi.

Szersze spojrzenie, jakie dają przeglądy systematyczne badań w opisywanym temacie (Desjardins-Charbonneau i wsp., 2021; Seffrin i wsp., 2019; Xu Q, Chen i wsp., 2017), ujawnia szereg trudności interpretacyjnych, które powściągają autorów od formułowania zdecydowanych wniosków. Przegląd systematyczny badań skuteczności terapii manualnej w gonartrozie (Xu Q, Chen i wsp., 2017) opatrzony jest konkluzją, że badania sugerują, iż terapia manualna może być skuteczna i bezpieczna w zmniejszaniu bólu, sztywności i poprawie sprawności fizycznej u pacjentów ze zmianami zwyrodnieniowymi stawów kolanowych oraz może być traktowana jako opcja

uzupełniająca w postępowaniach terapeutycznych. W artykule przeglądowym Seffrin i wsp. (2019) wskazują, że badane techniki narzędziowe są skuteczne w redukcji siły objawów bólowych i poprawnie zakresu ruchomości w stawach. Przegląd systematyczny interwencji terapią manualną w zespołach uszkodzenia stożka rotatorów wykazuje poprawę w zmniejszaniu objawów bólowych, jednak wpływ na poprawę zakresu ruchomości wymaga większej ilości wysokiej jakości badań (Desjardins-Charbonneau i wsp., 2021). Autorzy przeglądów systematycznych (Desjardins-Charbonneau i wsp., 2021; Seffrin i wsp. 2019; Xu Q, Chen i wsp., 2017) w konkluzjach oraz rozdziale poświęconym ograniczeniom prowadzonego przeglądu systematycznego literatury, podkreślają poniżej wymienione ograniczenia: mała ilość badań o wysokiej jakości pod względem metodologicznym, zwłaszcza w doborze grup badawczych i kontrolnych oraz potencjalna stronniczość badań. Podkreślane są również: słaba jakość zaślepienia próby, niska liczebność grupy badanej, niejednorodność wpływu terapeutycznego wynikająca ze skojarzenia badanej terapii z innymi terapiami oraz braku monitorowania zmiennych niepodlegających badaniu, a mogących wpłynąć na wynik.

W pracy przeglądowej analizującej użycie elektromiografii w badaniach nad efektywnością terapii manualnej, Santiago i wsp. (2020) notują obserwacje, że najczęściej reprezentowaną grupą w tym obszarze są badania z użyciem technik manipulacyjnych segmentów kręgosłupa. Inny wniosek Santiago i wsp. (2020) dotyczy jakości i kierunków badań z użyciem elektromiografii (EMG). Stwierdzają oni, że najbardziej aktualnym celem badań jest zdobywanie wiedzy na temat mechanizmów fizjologicznego wpływu terapii manualnej w celu poprawy planowania eksperymentów oraz testowanie różnych protokołów badań z użyciem powierzchniowej EMG. Santiago i wsp. (2020) sugerują również konieczność poprawy pozyskania danych o wysokiej jakości sygnałów elektromiograficznych, jak i precyzyjnej interpretacji danych elektrofizjologicznych w tym obszarze badań.

Z wykonanego przeglądu literatury wynika, że dotychczas badano techniki terapii manualnej jak: manipulacje i mobilizacje stawów obwodowych i segmentów kręgosłupa, mięśniowo-powięziowe rozluźnianie, przezskórną fibrolizę, stretching mięśniowy oraz

masaż, stosując w ocenie ich skuteczności oraz wpływu na właściwości oraz funkcję układu mięśniowo-powięziowego EMG i MMG, miometrię, USG, pomiar momentu siły mięśniowej. W pracach tych nie badano jednak wpływu techniki mobilizacji powięzi podudzia, w której występuje powtarzalny komponent ślizgu warstw tkanek względem siebie, wykonywany jednokierunkowo wzdłuż przebiegu wektora działania wypadkowych sił generowanych przez mięśnie zginacze podeszwowe stopy. Dzięki takiemu działaniu zachowano zasadę funkcjonalności działań mobilizacyjnych, bowiem mobilizacja przebiegała zgodnie z kierunkami ślizgu warstw powięziowych wynikających z funkcji mięśni zginaczy podeszwowych stopy. Funkcjonalny kierunek mobilizacji był zasadny w kontekście spodziewanego wpływu interwencji na zmianę właściwości mechanicznych mięśniowo-powięziowego kompleksu zginaczy podeszwowych stopy. Jednocześnie ten kierunek mobilizacji dzięki rozwojowemu i adaptacyjnemu dostosowywaniu się struktury powięzi (przebiegu utkania oraz ilości włókien kolagenowych) zgodnie z najczęściej występującym rozkładem sił, najsilniej powinien wpływać na receptory mięśniowe oraz mechanoreceptory zawarte w kompleksie powięziowym, a przez to wpływać na komendę motoryczną i czynność bioelektryczną mięśni szkieletowych.

Celem badań opisanych w niniejszej pracy jest ocena zmian właściwości mechanicznych oraz elektrofizjologicznych mięśni brzuchatego łydki w funkcji zginania podeszwowego w stawie skokowym, oraz dwugłowego uda w funkcji zginania w stawie kolanowym, generowanych na skutek jednorazowego zastosowania techniki mobilizacji powięzi głębokiej podudzia. Ocenie eksperymentalnej poddano krótkoterminowy wpływ interwencji techniką mobilizacji powięzi podudzia na właściwości mechaniczne oraz czynność elektrofizjologiczną badanych mięśni. Poprzez zastosowanie pomiarów czynności elektromiograficznej i właściwości mechanicznych w warunkach skurczu submaksymalnego oraz właściwości mechanicznych w warunkach spoczynku, badano wpływ zastosowanej interwencji na warunki kontroli napięcia mięśniowego w spoczynku i w skurczu (biorąc pod uwagę wpływ mobilizacji na zmianę właściwości elementów kurczliwych i sprężystych badanych mięśni szkieletowych). W analizowanej literaturze nie znaleziono badań dotyczących wpływu jednorazowego zastosowania techniki mobilizacji

powięziowej na właściwości fizjologiczne mięśni szkieletowych, mechanizmy kontroli napięcia mięśniowego w spoczynku oraz podczas skurczu. Poznanie fizjologicznych mechanizmów wpływu stosowanej mobilizacji jest istotne w kontekście stosowania skojarzonych form fizjoterapii, gdzie metody oraz techniki fizjoterapeutyczne łączone są w kompleksowe postępowania w leczeniu i rehabilitacji chorób i dysfunkcji.

W opisywanym eksperymencie zastosowano jednorazową mobilizację powięzi podudzia, oceniając jej wpływ na właściwości biomechaniczne oraz czynność bioelektryczną badanych mięśni w funkcjach zgnania podeszwowego oraz zginania w stawie kolanowym. Mięśnie poddane badaniu: głowa boczna mięśnia brzuchatego łydki oraz głowa długa mięśnia dwugłowego uda są synergistami między innymi w trakcie odbicia podczas aktywności chodu oraz funkcji zginania w stawie kolanowym, jak również posiadają powięziową ciągłość strukturalną (Wilke i wsp., 2016). Wybór dwóch struktur mięśniowych: jednej mniej odległej, drugiej bardziej odległej od miejsca interwencji mobilizacyjnej powięzi podudzia, pozwala na ocenę wpływu miejscowo zastosowanej techniki na odrębnie wykonywane funkcje powiązanych strukturalnie oraz funkcjonalnie mięśni. W wykonanym przeglądzie literaturowym nie znaleziono tak wykonanej oceny wpływu techniki terapii manualnej na właściwości biomechaniczne oraz funkcję elektromiograficzną mięśni szkieletowych.

Wykonany przeze mnie przegląd literaturowy badań opartych zarówno na dowodach zebranych obiektywnymi metodami badawczymi, jak i tych wynikających z badań na bazie subiektywnych metod badawczych, był powodem podjęcia się przeprowadzenia badań na temat fizjologicznych zmian wywoływanych manualną techniką mobilizacji powięzi podudzia.

## **II CEL PRACY**

Celem badań była ocena właściwości mechanicznych i aktywności elektromiograficznej mięśnia brzuchatego łydki i dwugłowego uda, odpowiednio w funkcji zginania podszwowego stopy oraz zginania w stawie kolanowym, powstałych na skutek jednorazowego zastosowania techniki mobilizacji powięzi głębokiej podudzia.

## **III HIPOTEZY**

1. Jednorazowe zastosowanie techniki mobilizacji powięzi podudzia spowoduje zmianę aktywności elektromiograficznej mięśnia brzuchatego łydki oraz mięśnia dwugłowego uda.
2. Jednorazowe zastosowanie techniki mobilizacji powięzi podudzia spowoduje zmianę właściwości mechanicznych wyrażonych parametrami miometrycznymi, mięśnia brzuchatego łydki oraz mięśnia dwugłowego uda, zarejestrowanymi w warunkach spoczynku oraz submaksymalnego skurczu.

## **IV MATERIAŁY I METODY BADAWCZE**

### **IV 1. Osoby badane**

W badaniu wzięło udział 40 nietreningujących zdrowych mężczyzn w wieku 20-30 lat. Z uwagi na to, że dane elektromiograficzne zarejestrowane u dwóch osób badanych nie spełniały założonych kryteriów jakości sygnałów stosunek poziomu szumu do sygnału (z ang. signal to noise ratio) wynosił poniżej 15 dB (Sinderby i wsp., 1995), zostały odrzucone na etapie obróbki wstępnej. Ostatecznej analizie poddano dane zarejestrowane u 38 osób badanych. Dane antropometryczne 38 badanych przedstawiono w tabeli 1. Osoby uczestniczące w badaniach zostały poinformowane o celu, sposobie organizacji i przebiegu badań oraz wyraziły pisemną zgodę na dobrowolny udział w badaniach. Wszystkie procedury przeprowadzonego eksperymentu otrzymały pozytywną opinię Senackiej Komisji ds. Etyki Badań Naukowych przy Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu wyrażoną w uchwale nr 27/2018 z dnia 05.09.2018 r. Badania stanowiące podstawę niniejszej pracy zostały przeprowadzone zgodnie z Deklaracją Helsińską Światowego Stowarzyszenia Lekarzy o etycznych zasadach prowadzenia badań medycznych z udziałem ludzi. Wszystkie sesje badawcze przeprowadzono w laboratorium Zakładu Kinezylogii Wydziału Fizjoterapii AWF we Wrocławiu.



Jako kryteria włączenia do grupy badanej przyjęto:

- płeć męska;
- zgoda na wzięcie udziału w badaniu;
- wiek między 20 a 30 lat.

Do kryteriów wyłączających z grupy badanej, należały:

- brak dobrowolnej zgody na przystąpienie do badań;
- stałe przyjmowanie środków farmakologicznych;
- przebyte zabiegi operacyjne układu ruchu;
- choroby układu mięśniowo-szkieletowego;
- kontuzje z uszkodzeniami strukturalnymi i wariantowość budowy układu ruchu, w tym zlokalizowane podczas badania USG ocenianych struktur powięziowo-mięśniowych, zgodnie z kryteriami opisanymi szczegółowo w podrozdziale IV 5;
- choroby neurologiczne;
- choroby metaboliczne i inne choroby przewlekłe;
- choroba nowotworowa;

Tabela 1. Antropometryczna charakterystyka grupy badanych osób (n=38)

	Wiek [lata]	Masa ciała [kg]	Wysokość ciała [cm]	BMI masa ciała [kg] / <sup>2</sup> wysokość ciała [m]	Dominująca kończyna dolna	
					P	L
n	38	38	38	38	35	4
M	25	78,9	171	23,6		
SD	5	10,5	2	6,1		

M - średnia, SD - odchylenie standardowe, n - liczebność, P - kończyna prawa,  
L - kończyna lewa

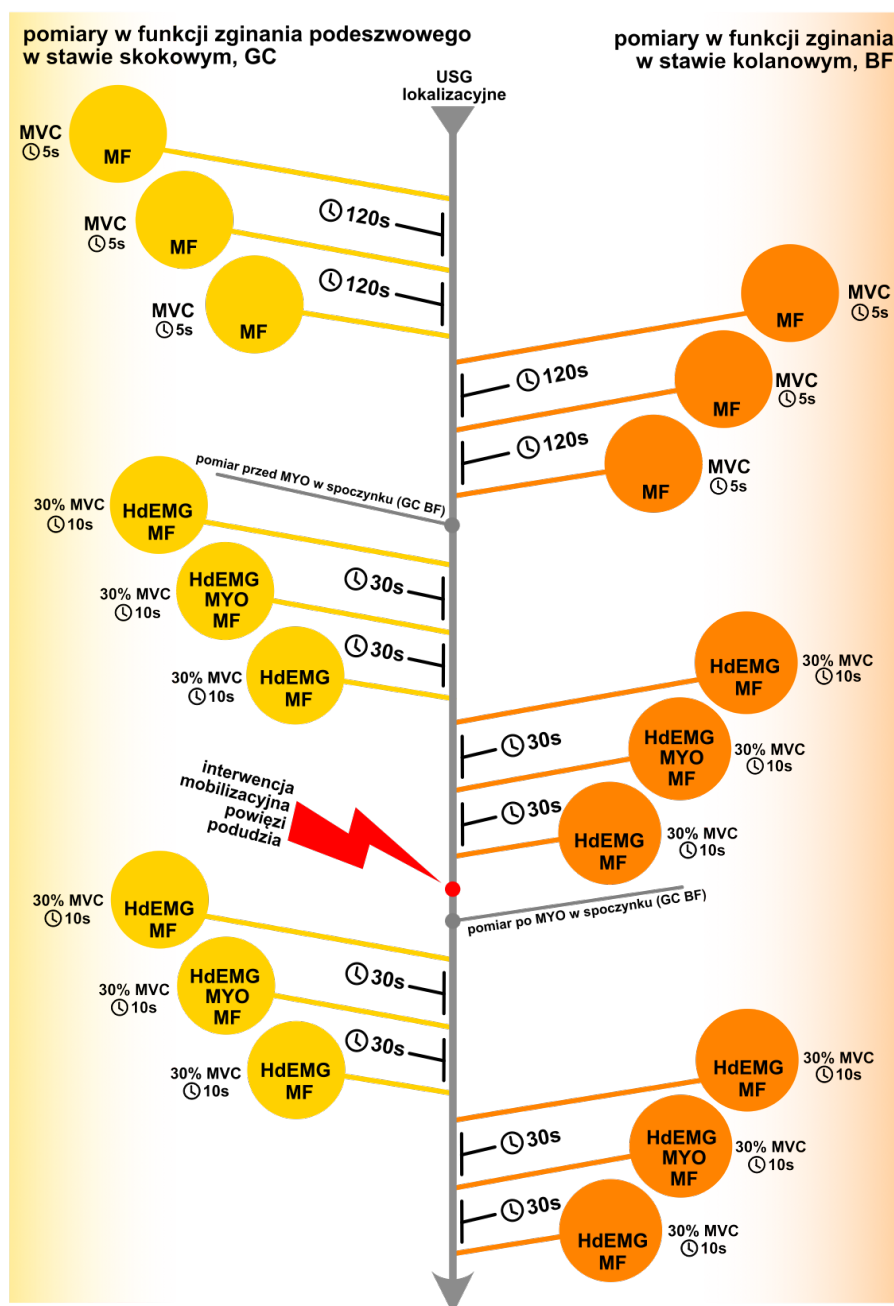
## **IV 2. Koncepcja badań**

W celu zbadania wpływu interwencji mobilizacyjnej powięzi podudzia na parametry opisujące właściwości mechaniczne oraz elektrofizjologiczne badanych mięśni - głowy bocznej brzuchatego łydki oraz głowy długiej dwugłowego uda niedominującej kończyny dolnej, wykonano badania w dwóch funkcjach: zginania podszwowego stopy oraz zginania w stawie kolanowym. Dla obydwu badanych mięśni wybrano główną funkcję agonistyczną.

Osoby badane zostały poddane trzyetapowemu postępowaniu eksperymentalnemu przeprowadzonemu w ramach jednej sesji badawczej:

1. badanie miometryczne (MYO) i elektromiograficzne (HdEMG) przed interwencją;
2. interwencja mobilizacji powięzi podudzia;
3. badanie miometryczne (MYO) i elektromiograficzne (HdEMG) po interwencji.

Rejestracje sygnałów siły, HdEMG oraz parametrów miometrycznych, odbywały się w dwóch odrębnie generowanych funkcjach: zginania podszwowego w stawie skokowym oraz zginania w stawie kolanowym, w izometrycznym submaksymalnym skurczu dowolnym (30% MVC) (Rycina 1). Zastosowana interwencja mobilizacyjna powięzi podudzia, aplikowana była jednorazowo. Technika wykonania interwencji mobilizacji powięzi podudzia oraz miejsce jej aplikacji zostały szczegółowo opisane podrozdziale IV 9.



Rycina 1. Schemat organizacji eksperymentu, z uwzględnieniem chronologicznie wykonywanych pomiarów (zgodnie ze wskazaniem strzałki, od góry). MF - rejestracja momentu siły, HdEMG - rejestracja sygnałów EMG wysokiej rozdzielczości przestrzennej, MYO - rejestracja parametrów miometrycznych, GC - głowa przysiódkowa mięśnia brzuchatego łydki; BF - głowa długa mięśnia dwugłowego uda; MVC - maksymalny dowolny skurcz izometryczny, 30% MVC - submaksymalny dowolny skurcz izometryczny, USG lokalizacyjne - ultrasonograficzna lokalizacja badanych struktur

### IV 3. Protokół badawczy

Przed przystąpieniem do realizacji sesji badawczych każda z osób badanych poddana została procedurze przygotowawczej. W celu zapewnienia możliwie największej dbałości o powtarzalność warunków przeprowadzania eksperymentu, każdorazowo podczas badania sprawdzeniu na podstawie listy punktów krytycznych podlegały wszystkie punkty procedur.

Procedura przygotowawcza obejmowała następujące etapy postępowania:

- szczegółowe poinstruowanie badanej osoby o procedurach, którym zostanie poddana w trakcie uczestnictwa w eksperymencie oraz pozyskanie jej pisemnych zgód na udział w badaniu;
- podpisanie zgody na uczestnictwo w badaniu eksperymentalnym;
- wykonanie pomiarów antropometrycznych;
- wykonanie ultrasonograficznej oceny strukturalnej, lokalizacji badanych mięśni: głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki, mięśnia dwugłowego uda, oraz wyznaczenie lokalizacji macierzy elektromiografii wysokiej rozdzielczości przestrzennej (HdEMG) oraz miejsc pomiaru miometrycznego;
- znaczenie trwałym pisakiem do skóry miejsca położenia macierzy elektrod-HdEMG oraz końcówki pomiarowej miometru;
- przygotowanie skóry do rejestracji powierzchniowej elektromiografii (usunięcie owłosienia, abrazja, odłuszczenie) w oznaczonych miejscach położenia elektrod elektromiograficznych, nałożenie pasty przewodzącej oraz przyklejenie elektrod HdEMG;
- wyregulowanie stanowiska pomiarowego do cech antropometrycznych badanej osoby, tak by pozycja badanych osób była powtarzalna;
- ustabilizowanie pasami pozycji badanego.

Po zakończonej procedurze przygotowawczej osoby badane przystępowały do sesji badawczych zorganizowanych według opisanego poniżej protokołu (Rycina 1.).

1. Trzykrotne wykonanie pomiaru momentu siły mięśniowej w maksymalnym izometrycznym skurczu dowolnym (MVC) w funkcjach:

- zginania podszwowego w stawie skokowym;
- zginania w stawie kolanowym.

Przerwa pomiędzy kolejnymi skurczami MVC oraz do pomiaru miometrycznego w spoczynku wynosiła 120 s.

Po uśrednieniu wartości MVC z trzech pomiarów wyliczana była wartość momentu siły mięśniowej, stanowiąca 30% MVC. Graficzne przedstawienie tej wartości za pomocą słupka wykresu stanowiło wartość referencyjną we wzrokowym sprzężeniu zwrotnym (z ang. *visual feedback*) podczas wykonywania pomiarów na poziomie submaksymalnym 30% MVC.

2. Wykonanie pomiaru miometrycznego (MYO) w spoczynku na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki;

3. Wykonanie pomiaru miometrycznego (MYO) w spoczynku na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda;

4. Trzykrotne wykonanie pomiarów czynności bioelektrycznej HdEMG na submaksymalnym poziomie 30% MVC (czas utrzymania siły submaksymalnej: 10 s) na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym (czas spoczynku pomiędzy pomiarami 30 s);

5. Wykonanie pomiaru miometrycznego (MYO) podczas wykonywania skurczu na poziomie 30% MVC na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym;

6. Trzykrotne wykonanie pomiarów czynności bioelektrycznej HdEMG na poziomie 30% MVC (czas utrzymania siły submaksymalnej: 10 s) na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda w funkcji zginania w stawie kolanowym (czas spoczynku pomiędzy pomiarami: 30 s).

7. Wykonanie pomiaru miometrycznego (MYO) podczas wykonywania skurczu na poziomie 30% MVC na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda w funkcji zginania w stawie kolanowym.

8. Interwencja techniką mobilizacji powięzi podudzia.
9. Przerwa (w spoczynku) po aplikacji techniki mobilizacji powięzi podudzia, 120 s.
10. Ponowne wykonanie procedur pomiarowych z punktów: 2, 3, 4, 5, 6, 7.

W trakcie procedury badawczej żadna z elektrod HdEMG nie była usuwana przez cały czas trwania eksperymentu, a jej sposób przyklejenia całkowicie uniemożliwia przesuwalność elektrod względem skóry. Pomiarów wykonano w zlokalizowanych przy zastosowaniu USG i oznaczonych miejscach skóry, tak by zapewnić maksymalną powtarzalność tychże pomiarów.

Przed wykonywaniem badania, badana osoba była instruowana o organizacji i przebiegu badania. Każde powtórzenie wykonania submaksymalnego skurczu izometrycznego (30% MVC) przebiegało w ten sam sposób. Osoba prowadząca badanie informowała o konieczności przygotowania się do rozpoczęcia prób. Na sygnał dźwiękowy, generowany automatycznie przez program komputerowy, osoba badana miała wykonać izometryczny skurcz submaksymalny w aktualnie badanej funkcji (odpowiednio zginanie podszwowe w stawie skokowym i zginanie w stawie kolanowym), utrzymać skurcz przez 10 s na poziomie 30% MVC (wzrokowe sprzężenie zwrotne) na kolejny sygnał dźwiękowy miała wykonać relaksację. Sygnały dźwiękowe generowane były automatycznie i programowo zsynchronizowane z rejestracją sygnału HdEMG oraz siły. Pomiarów siły oraz HdEMG dla danej funkcji wykonywane były trzykrotnie.

#### **IV 4. Stanowisko badawcze oraz pozycja badanego podczas wykonywanych badań elektromiograficznych, miometrycznych i aplikacji interwencji mobilizacji powięzi podudzia**

Stanowisko badawcze stanowiła zaprojektowana i wykonana do tego celu rama ze stali nierdzewnej wraz z przymocowanymi czujnikami siły (Rycina 2). Na regulowanych poprzeczkach zamocowane zostały dwa czujniki tensometryczne (Interface model-FML200, USA) do pomiaru momentu siły mięśniowej podczas izometrycznego zginania podszwowego w stawie skokowym (tensometr nr 1) oraz zginania w stawie kolanowym (tensometr nr 2). Miejsca przyłożenia czujników siły (kontaktu kończyny z elementem pomiarowym) zostały zaprojektowane i sprototypowane z uwzględnieniem czynników biomechanicznych, metodologicznych oraz ergonomicznych. Całość ramy połączona została z tapicerowanym podłożem, umożliwiającym komfortowe leżenie przodem bez możliwości przesuwania się i zapadania. Płaszczyzna podparcia w pozycji leżenia przodem była możliwie największa. Podudzie badanej kończyny dolnej od strony brzusznej wsparte było o wyprofilowaną łożę, uniemożliwiającą przemieszczanie się kończyny podczas badania. Podparcie to jednocześnie nie uciskało na badane mięśnie. Podeszwowa strona przodostopia na poziomie nasad dalszych kości śródstopia oparta była o przycisk nożny tensometru nr 1. Grzbietowa strona guza piętowego oparta była o przycisk tensometru nr 2. Podudzie niebadanej kończyny dolnej spoczywało swobodnie w dokładnie takiej samej łoży, jak podudzie badanej kończyny. Miednica osoby badanej była fiksowana za pomocą nieelastycznych pasów, których kierunki przebiegu uwzględniały kierunki i wektory przebiegu głównych wypadkowych sił generowanych podczas izometrycznych skurczów w badanych funkcjach. Miejsca zaczepienia i przebiegu pasów dobrane były tak, by minimalnie ingerowały na ciele badanych osób w struktury mięśniowo-powięziowe będące agonistami i głównymi synergistami w badanych funkcjach. Na podłożu, w polu widzenia pacjenta, umieszczony był monitor służący do śledzenia informacji we wzrokowym sprzężeniu zwrotnym osiąganego momentu siły (Rycina 2).



Rycina 2. Stanowisko badawcze wraz z aparaturą pomiarową oraz pozycją osoby badanej w trakcie eksperymentu

#### **IV 5. Ultrasonograficzna lokalizacja badanych struktur**

Procedura lokalizacji miejsc położenia macierzy elektrod HdEMG oraz miejsc wykonania pomiarów miometrycznych nad badanymi mięśniami przeprowadzona została za pomocą obrazowania ultrasonograficznego (USG). Celem zastosowania procedury było precyzyjne zlokalizowanie badanych mięśni oraz dokładne określenie miejsc przyłożenia macierzy elektrod HdEMG. Zastosowano 2 kryteria w zakresie możliwym do oceny w badaniu USG:

- brak znaczących patologii strukturalnych takich jak: brak ciągłości brzośca lub ścięgien, zbliznowacenie/zwłóknienie, kolekcja płynowa wewnątrz struktury badanych mięśni i ich ścięgien;
- brak wariantowości anatomicznej budowy badanych struktur mięśniowych: dodatkowe głowy.

Do lokalizacji umiejscowienia macierzy HdEMG użyto 2 poniższych kryteriów:



- wszystkie krawędzie macierzy HdEMG musiały znajdować się ponad strukturą badanego mięśnia;
- grubość badanego mięśnia w obszarze lokalizacji macierzy HdEMG, mierzona prostopadle do powierzchni styku sondy USG, nie mogła być mniejsza niż 7 mm.

Do wyznaczenia miejsc pomiaru miometrycznego zastosowano 3 kryteria:

- miejsce pomiaru miometrycznego musiało znajdować się ponad strukturą badanego mięśnia;
- grubość badanego mięśnia w obszarze lokalizacji miejsca pomiaru miometrycznego, mierzona prostopadle do powierzchni styku sondy USG, nie mogła być mniejsza niż 10 mm;
- przy spełnieniu dwóch powyższych kryteriów, miejsce pomiaru miometrycznego lokalizowane było w odległości minimalnej 2 cm od krawędzi macierzy HdEMG.

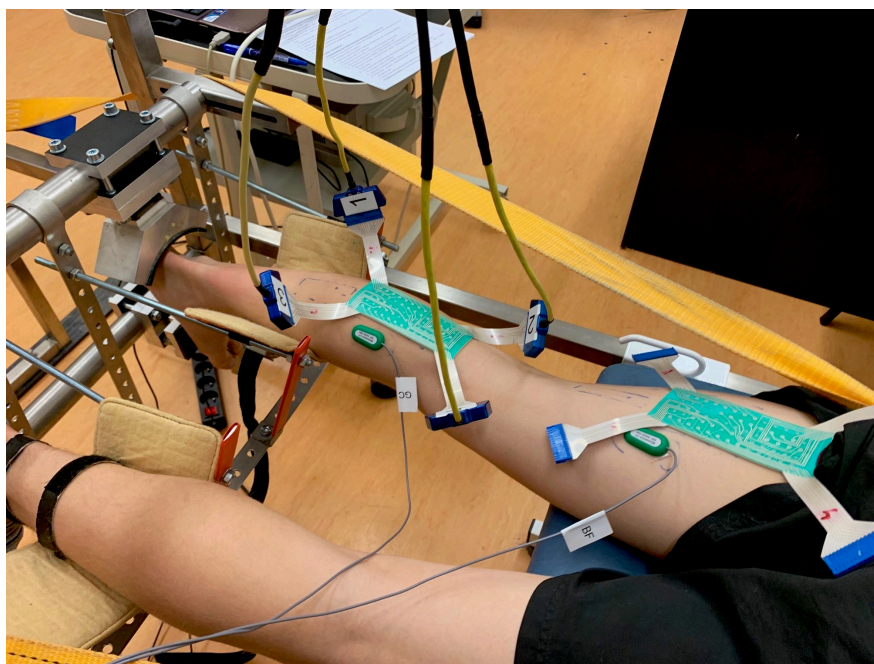
Badane osoby, których konstytucja ciała nie pozwalała na spełnienie któregoś z powyższych kryteriów, nie były włączane do grupy badanej.

Lokalizacja umiejscowienia macierzy HdEMG oraz miejsc pomiarów miometrycznych, dokonywana pod kontrolą USG, została zastosowana w celu zmniejszenia prawdopodobieństwa popełnienia błędu w umiejscowieniu dużej macierzy elektrod HdEMG relatywnie do wielkości mięśnia. Alternatywnie stosowana palpacyjna metoda lokalizacji strukturalnej nie eliminuje błędów w rozpoznaniu szczegółów strukturalnych badanych mięśni (jak wymiary przestrzenne badanej struktury) oraz ich wariantowości anatomicznej (Roy i wsp. 2017). Zastosowanie obrazowania USG zmniejszało również prawdopodobieństwo występowania artefaktów badawczych w postaci „przesłuchów” (z ang. crosstalks), wynikających z interferencji sygnału badanego mięśnia z sygnałem blisko zlokalizowanych mięśni. Badania z wykorzystaniem USG wykonywała zawsze ta sama osoba, posiadająca kwalifikacje w zakresie stosowania tej metody.

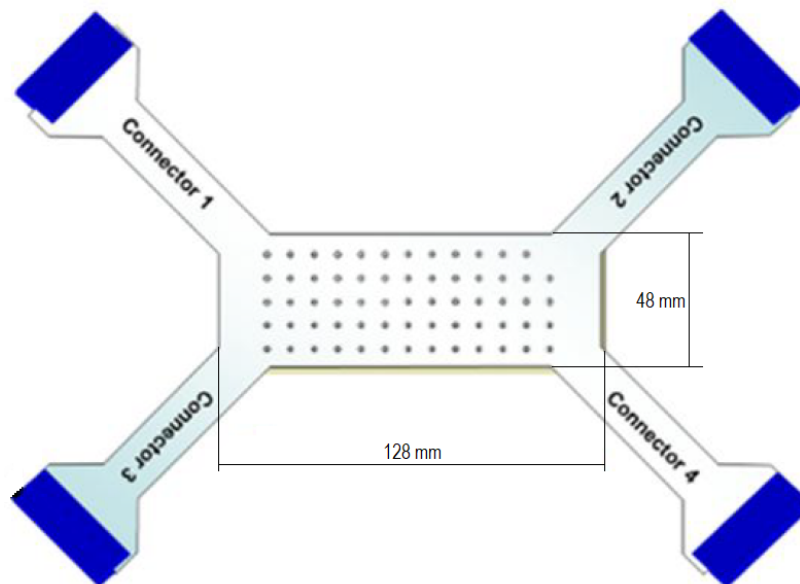
Do lokalizacji obrazów USG użyto jednostki pomiarowej Echo Blaster 64/128, wyposażonej w linearną głowicę pomiarową 1 HL9.0/60/128 o długości 9-cm, z oprogramowaniem Echo Wav II w wersji 1.6.0, litewskiej firmy Telemed Company.

#### **IV 6. Rejestracja elektromiografii wysokiej rozdzielczości przestrzennej (HdEMG)**

Rejestracja interferencyjnego sygnału HdEMG dokonywana była za pomocą jednostki pomiarowej OTbioLab ELSCHO064LS (Włochy) z oprogramowaniem OTbiolab w wersji 2.0.6092, zestawionej z macierzami elektrodowymi (64 elektrody: 5 wierszy, 13 kolumn) (model ELSCH064RS3) o 8 mm rozstawie elektrod (materiał wykonania Ag/AgCl) o powierzchni jednostkowej elektrody 15,7 mm<sup>2</sup> (Rycina 4). Rejestracja prowadzona była z częstotliwością próbkowania wynoszącą 2048 Hz oraz wstępnie filtrowana w zakresie 5-900 Hz. Macierze HdEMG ułożone zostały na mięśniach (głowa boczna mięśnia brzuchatego łydki i głowa długa mięśnia dwugłowego uda), tak by ich 13 kolumna elektrod oznaczona na macierzy HdEMG zawsze znajdowała się w kierunku głowowym. Macierze elektrod ufixowywane były za pomocą dwustronnie przylepnej taśmy z użyciem pasty przewodzącej w wyznaczonych ultrasonograficznie i oznaczonych miejscach na powierzchni skóry ponad badanymi mięśniami (Rycina 3). Przed przyklejeniem macierzy elektrodowych miejsca ich umieszczenia podlegały procedurze przygotowania zgodnej ze standardami obowiązującymi w badaniach z wykorzystaniem powierzchniowej elektromiografii (Merletti, 2018) oraz zostały opisane powyżej (IV.4). Dane zostały zarejestrowane w postaci cyfrowej na dysku twardym komputera.



Rycina 3. Ułożenie macierzy elektrod HdEMG na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki oraz głowie długiej mięśnia dwugłowego uda



Rycina 4. Macierz elektrodowa HdEMG wraz z wymiarami. Connector (1,2,3,4) - zbiorcze łącze kanałów

#### **IV 6.1 Obróbka i analiza sygnału HdEMG**

Zarejestrowany sygnał HdEMG wykorzystano w dwóch celach do lokalizacji funkcjonalnej strefy inervacji (IZ) badanych mięśni (głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki i głowy długiej mięśnia dwugłowego uda) oraz do oceny czynności elektromiograficznej badanych mięśni odpowiednio w funkcji zginania podszwowego wstawie skokowym i zginania w stawie kolanowym przed i po zastosowanej interwencji.

#### **IV 6.2 Lokalizacja funkcjonalnej strefy inervacji głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki i głowy długiej mięśnia dwugłowego uda przed i po zastosowanej interwencji**

Do określenia lokalizacji stref inervacji wykorzystano metodę korelacji krzyżowej (z ang. cross-correlation), która w badaniach porównawczych (Back i wsp., 2012) wykazuje najwyższą precyzję automatycznego lokalizowania stref inervacji z użyciem HdEMG. Zastosowana metoda wykorzystuje algorytm korelacji krzyżowej wartości amplitudy, lokalizujący miejsca na macierzy HdEMG, w których dochodzi do odwrócenia fazy sygnału EMG rejestrowanego po przeciwnych stronach zlokalizowanej strefy inervacji. Efektem zastosowania opisanego algorytmu było wyznaczenie znormalizowanego w przedziale wartości 0-1 współczynnika korelacji krzyżowej. Rozkład znormalizowanych wartości współczynnika korelacji krzyżowej amplitudy EMG na macierzy HdEMG został przedstawiony graficznie jako mapa w 256 barwowej (8 bitów) skali kolorów. Matematyczne macierze rozkładu stref inervacji, utworzone odrębnie dla każdej badanej osoby, zostały poddane obróbce matematycznej, szybką transformatą furiera (FFT). Następnie wygenerowano histogramy rozkładu mocy widma, map IZ HdEMG. Wyznaczono również mediany częstotliwości występowania barw widma, map rozkładu stref inervacji sygnału HdEMG. Powyższe działanie wykonano dla danych z pomiarów przed i po interwencji mobilizacyjnej powięzi podudzia. Wartości mediany częstotliwości występowania barw widma map rozkładu stref inervacji sygnału HdEMG poddano testowaniu statystycznemu różnic (test t-Studenta). Zastosowana metoda obróbki

matematycznej i analizy danych map IZ HdEMG, została zaimplementowana w celu uzyskania wymiernej liczbowej reprezentacji zmiany obserwowanej podczas porównania map IZ HdEMG z przed i po interwencji mobilizacyjnej powięzi podudzia. Opisaną obróbkę sygnałów HdEMG dokonywano za pomocą oprogramowania Matlab (R2017a) USA.

#### **IV 6.3 Obróbka i analiza sygnału HdEMG w celu badania czynności EMG mięśnia brzuchatego łydki i mięśnia dwugłowego uda w dwóch funkcjach przed i po interwencji**

Do oceny czynności elektromiograficznej badanych mięśni przed i po interwencji, zarejestrowane sygnały HdEMG poddane zostały obróbce w celu ekstrakcji bipolarnych sygnałów EMG dla dwóch badanych mięśni i funkcji. Matematyczne macierze, utworzone dla każdej badanej osoby, zostały odrębnie uśrednione w ramach obu badanych mięśni dla wszystkich badanych osób. Mapy wygenerowane na podstawie uśrednionych (dla grupy badanej,  $n=38$ ) rozkładów znormalizowanego współczynnika korelacji krzyżowej na macierzy HdEMG posłużyły do wyznaczenia pól powierzchni macierzy HdEMG, w których prawdopodobieństwo znajdowania się funkcjonalnej strefy inervacji jest najmniejsze.

Do dalszego procesowania danych zastosowano sygnał z trzech kanałów EMG, pochodzący z elektrod macierzy położonych w miejscach o najmniejszym prawdopodobieństwie lokalizacji stref inervacji. Miejsce położenia na macierzy opisanych powyżej trzech elektrod EMG było jednakowe dla wszystkich osób badanych. Zarejestrowane biopotencjały zostały ponownie poddane filtrowaniu programowemu w zakresie 10-450 Hz.

Ze względu na lokalizację anatomiczną mięśnia brzuchatego łydki, leżącego równolegle grzbietowo ponad mięśniem płaszczkowatym, wzrasta prawdopodobieństwo udziału artefaktów typu przesłuchy w interferencyjnym sygnale EMG rejestrowanym metodą powierzchniową. W celu redukcji tego typu artefaktów, zastosowano metodę

podwójnego różnicowania sygnału EMG, gdzie biopotencjały z 3 kanałów zostały pierwotnie różnicowane między sobą: kanał 1 z kanałem 2 oraz kanał 2 z kanałem 3. Wyniki tych różnic były ponownie zróżnicowane zgodnie z wzorem  $(k1-k2)-(k2-k3)$ . Ten rodzaj postępowania wykazuje wysoką efektywność usuwania przesłuchów (van Vugt i van Dijk, 2000). Opisaną obróbkę danych bipolarnego sygnałów elektromiograficznego dokonywano za pomocą oprogramowania Spike 2 wersja 7, firmy CED (Wielka Brytania).

Do analizy sygnału EMG w dziedzinie czasu użyto parametru średniej kwadratowej amplitudy (z ang. root mean square amplitude, RMS), definiowanej matematycznie jako pierwiastek kwadratowy średniej z czasem kwadratu pionowej odległości wykresu od stanu spoczynkowego. Do analizy w dziedzinie częstotliwości użyto mediany częstotliwości (wartości środkowej częstotliwości, z ang. median frequency, MdF), definiowanej matematycznie jako: drugi kwartył - wartość cechy w szeregu uporządkowanym, powyżej i poniżej której znajduje się jednakowa liczba obserwacji. Do wyznaczenia wartości RMS EMG oraz MdF EMG użyto jednosekundowych odcinków czasu w trakcie utrzymania siły z każdego z trzech powtórzeń izometrycznego skurczu submaksymalnego (30% MVC) obu badanych mięśni w obu badanych funkcjach, przed i po zastosowanej interwencji. Procedurę tę powtórzono dla każdej badanej osoby, a uzyskane w ten sposób dane poddano analizie statystycznej.

#### **IV 7. Pomiary miometryczne (MYO) w spoczynku oraz podczas skurczu submaksymalnego izometrycznego w funkcjach zginania podszwowego w stawie skokowym oraz zginania w stawie kolanowym**

W trakcie pomiarów miometrycznych, końcówka pomiarowa miometru przykładana była do jednego wyznaczonego uprzednio pod kontrolą USG punktu w obrębie każdego z dwóch badanych mięśni - głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki (Rycina 5), oraz głowy długiej mięśnia dwugłowego uda - badanej kończyny. Urządzenie pomiarowe ustawione było w pozycji prostopadłej do powierzchni skóry nad badanym brzuścem mięśniowym. Pomiary miometryczne odbywały się w spoczynku oraz podczas submaksymalnego skurczu izometrycznego (30% MVC) na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki oraz głowie długiej mięśnia dwugłowego uda odpowiednio w funkcjach zginania podszwowego w stawie skokowym oraz zginania w stawie kolanowym.

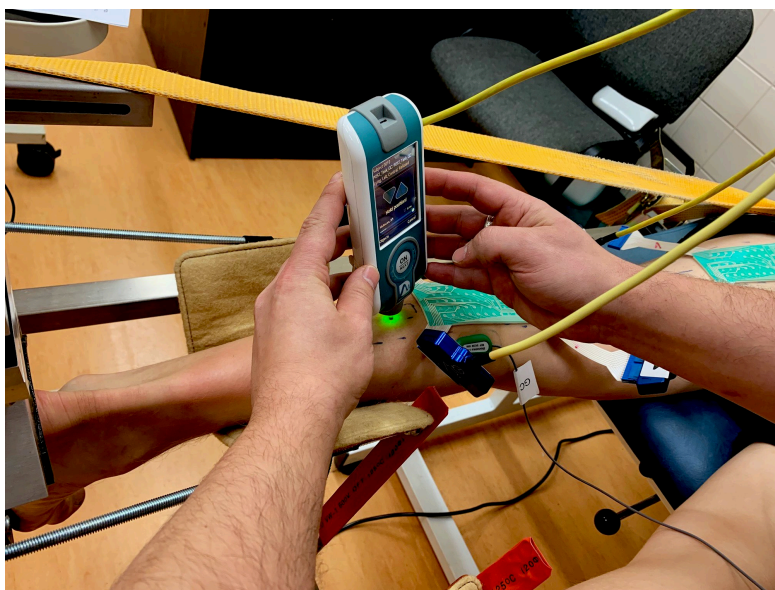
Podczas wykonywania pomiarów w spoczynku badana osoba przebywała w pozycji leżenia przodem, kończyny górne leżały wzdłuż ciała bez chwytu rękoma za elementy stanowiska badawczego. Szczegółowy opis stanowiska i pozycji badanego zamieszczono w rozdziale IV 4. W czasie pomiaru osoby badane otrzymywały instrukcje, aby się rozluźnić. Ze względu na pozycję badana osoba nie widziała miejsca wykonywania pomiaru, co zmniejszało prawdopodobieństwo napięcia mięśnia w odruchu wzrokowym na kontakt końcówki pomiarowej ze skórą. Badanie wykonywane w trakcie spoczynku badanych mięśni głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki oraz głowy długiej mięśnia dwugłowego uda trwało ok 1,2 s, w tym czasie miometr (trzymany przez osobę dokonującą pomiaru) uderzał co 15 ms z siłą 0,4 N oraz stałą prekompresją 0,18 N w trybie 5 powtórzeń.

Badania w trakcie skurczu submaksymalnego izometrycznego na poziomie 30% MVC były wykonywane w funkcjach zginania podszwowego w stawie skokowym (pomiar miometryczny głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki) oraz zginania w stawie kolanowym (pomiar miometryczny głowy długiej mięśnia dwugłowego uda). W czasie pomiaru osoba badana znajdowała się w pozycji leżenia przodem na stanowisku

badawczym zgodnie ze szczegółowym opisem w IV 3. Przed rozpoczęciem badania, badana osoba była instruowana o organizacji i przebiegu sesji badawczej. Każde powtórzenie wykonania submaksymalnego skurczu izometrycznego (30% MVC) przebiegało w ten sam sposób. Osoba prowadząca badanie informowała o konieczności przygotowania się do rozpoczęcia prób. Na sygnał dźwiękowy generowany automatycznie przez program komputerowy, osoba badana miała wykonać izometryczny skurcz submaksymalny w aktualnie badanej funkcji, utrzymać skurcz przez 10 s na poziomie 30% MVC (z wykorzystaniem wzrokowego sprzężenia zwrotnego: wyznaczonego 30% MVC oraz aktualnie rozwijanego poziomu siły) na drugi sygnał dźwiękowy miała zakończyć wykonywanie skurczu. Pomiaru miometrycznego w warunkach submaksymalnego skurczu badanych mięśni brzuchatego łydki i dwugłowego uda dokonywano pomiędzy 5 a 7 s fazy utrzymania submaksymalnego skurczu dowolnego.

W celu zapewnienia powtarzalności pomiarów miometrycznych podczas wszystkich rejestracji (przed i po aplikacji bodźca, w spoczynku i podczas dwóch funkcji), miejsce przyłożenia końcówki pomiarowej miometru, lokalizowane było ultrasonograficznie oraz oznaczane na skórze za pomocą trwałego pisaka (zgodnie z metodologią opisaną w podrozdziale IV 4). Pomiaru miometrycznego wykonano za pomocą jednostki pomiarowej: miometr, model Myoton PRO (MYOTON Ltd. London, UK) z zastosowaniem końcówki pomiarowej - A (Rycina 5).





Rycina 5. Wykonanie pomiaru miometrycznego na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki

#### IV 8. Obróbka danych miometrycznych

Urządzenie pomiarowe Myoton pro w trakcie jednorazowego pomiaru wykonywało w wyznaczone na skórze miejsce pomiaru 5 uderzeń końcówką pomiarową. W trakcie każdego z tych uderzeń automatycznie dokonywany był pomiar parametrów kinematycznych głowicy, na bazie których wyliczane były wartości odrębnie dla pięciu powtórzeń każdego z pięciu parametrów miometrycznych: częstotliwości (z ang. frequency), sztywności (z ang. stiffness), elastyczności (z ang. decrement), czasu relaksacji tkanki po odkształceniu/ucisku (z ang. stress relaxation time), pełzanie/płynność tkanki (z ang. creep). Wartości każdego z parametrów dla poszczególnych pięciu powtórzeń pomiaru były automatycznie zapisywane w pamięci urządzenia pomiarowego. Następnie operator oznaczał dane, przypisując je do badanej osoby. Po zakończeniu pomiarów, zarejestrowane dane przenoszone były na dysk twardy komputera. W trakcie przygotowania danych do obróbki statystycznej wyliczano średnie arytmetyczne z pięciu powtórzeń dla każdego z parametrów: częstotliwości, sztywności, elastyczności, czasu relaksacji, pełzania. Dla parametru sprężystości wyliczano średnią geometryczną z uwagi

na skalę logarytmiczną, w jakiej wyrażany jest powyższy parametr. Tak uzyskane wartości stanowiły dane poddane analizie statystycznej.

#### **IV 9. Interwencja manualna techniką mobilizacji powięzi podudzia (TMPP)**

W opisywanym eksperymencie zastosowano jako interwencję technikę mobilizacyjną powięzi podudzia (TMPP), miękotkankową technikę terapii manualnej. TMPP aplikowano jednorazowo manualnie na grzbietowej powierzchni podudzia w miejscu przejścia brzośca w ścięgno mięśnia płaszczkowatego łydki. Miejsce aplikacji opisywanej interwencji TMPP lokalizowane było za pomocą ultrasonograficznego obrazowania wstępnego i oznaczane na skórze znacznikiem do skóry (Rycina 6). Użyta TMPP ukierunkowana była na mobilizację ślizgu łącznotkankowych warstw powięziowych. Nie naruszała ciągłości skóry, nie powodowała konieczności zmiany pozycji badanego, ani nie generowała biernego rozciągania struktur mięśniowych. Użycie takiego sposobu mobilizacji miało na celu wyeliminowanie współistnienia kolejnych zmiennych, jak uelastycznianie przez rozciąganie. Wykonanie zastosowanej TMPP nie naruszało położenia macierzy HdEMG, a miejsce jej wykonania nie pokrywało się z miejscem wykonania pomiaru miometrycznego.

Zastosowana technika mobilizacji powięzi podudzia u każdej z osób badanych była monitorowana i zaplanowana tak, by fizycznie wpływała na struktury powięziowo-mięśniowe, głównie przez ruch ślizgu tkanek względem siebie. Stosowano docisk o sile niezbędnej do wywołania ślizgu warstw tkanek względem siebie bez translatorycznego ruchu palców aplikującego względem skóry badanego. Siła docisku palców aplikującego zakrzywiała powięź głęboką mięśnia płaszczkowatego w miejscu ucisku, co potwierdzano każdorazowo kontrolą ultrasonograficzną (z ang. sonofeedback). Jako kryterium odniesienia przyjęto zakrzywienie hyperechogenicznej linii odpowiadającej w obrazie USG (B-mode) warstwie rozciągnięta mięśnia brzuchatego łydki i powięzi namięśnej mięśnia płaszczkowatego łydki. Wykonanie interwencji polegało na translatorycznym ruchu powięzi powierzchownej (skóry wraz z tkanką podskórną) względem powięzi namięśnej

mięśnia płaszczkowatego wraz z rozciąganiem mięśnia brzuchatego łydki (powięzi głębokiej). W celu zwiększenia powtarzalności pomiędzy wykonywanymi aplikacjami (z ang. inter-test repeatability), prócz kontroli ultrasonograficznej miejsca aplikacji zastosowano trening wykonywany przez aplikującego na osobach badanych z grupy pilotażowej. Wykonanie TMPP w trakcie treningu aplikacji techniki mobilizacyjnej powięzi podudzia, było monitorowane obrazowaniem USG i przebiegało tak samo, jak w trakcie właściwej aplikacji. Trening ukierunkowany był na stabilne utrzymanie siły nacisku, mierzonej za pomocą algorytmu z zastosowaniem zmodyfikowanej końcówki pomiarowej. Powyższe postępowanie pomagało w dobraniu siły nacisku w trakcie aplikacji. W trakcie pomiarów eksperymentalnych każdorazowo aplikacji TMPP dokonywała ta sama osoba, będąca praktykującym fizjoterapeutą z ponad 10-letnim stażem w terapii manualnej. TMPP wykonywana była za pomocą grzbietowej części paliczków środkowych palców 2 i 3 aplikującego. Zastosowano wykonanie 70 powtórzeń jednokierunkowego ruchu ślizgu powięzi powierzchownej względem powięzi głębokiej w uprzednio zlokalizowanym i oznaczonym miejscu w zakresie przesuwalności powięzi powierzchownej. Ruch ręki terapeuty wykonywany był w kierunkach dogłowowo-doogonowym. Zachowano w ten sposób zasadę funkcjonalności działań mobilizacyjnych, bowiem mobilizacja przebiegała zgodnie z kierunkiem działania wypadkowych sił generowanych przez opracowywane mięśnie. Zastosowana TMPP nie naruszała ciągłości skóry i nie wymagała zastosowania żadnych dodatkowych bodźców mechanicznie składowych. Wyeksponowano w ten sposób wpływ na struktury powięziowo-mięśniowe przez mechaniczny ślizg warstw powięziowych względem siebie i względem pozostałych struktur tej okolicy ciała oraz kompresję tkanek, wynikającą z niezbędnego do przeniesienia energii mechanicznej ucisku ręką aplikującego.



Rycina 6. Lokalizacja i aplikacja techniki mobilizacji powięzi podudzia (TMPP)

#### IV 10. Analizowane parametry

W celu weryfikacji postawionych hipotez dokonano analizy momentu siły, parametrów elektromiograficznych i miometrycznych kończyny dolnej niedominującej.

W celu oceny zmian mechanicznych właściwości mięśni na skutek zastosowanej interwencji, analizowano:

1. Wartości siły [N] generowanej w submaksymalnym skurczu izometrycznym (30% MVC) w funkcjach zginania podszwowego w stawie skokowym oraz zginania w stawie kolanowym.

2. Parametry miometryczne mięśnia brzuchatego łydki i mięśnia dwugłowego uda w spoczynku oraz w submaksymalnym skurczu izometrycznym (30% MVC), odpowiednio w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym i zginania w stawie kolanowym.

3.1 Parametr opisujący stan napięcia spoczynkowego i czynnościowego:

- **Miometryczna częstotliwość** (F-MYO, z ang. frequency) – wyliczana z mocy widma sygnału akcelerometrycznego, maksymalna częstotliwość wyrażona

w hercach [Hz]. Parametr ten umożliwia określenie spoczynkowego tonusu mięśniowego. Jako miara tonusu spoczynkowego pomiar musi być wykonywany w spoczynku mięśnia. W trakcie skurczu mięśnia stanowi miarę napięcia mięśnia.

3.2 Parametry opisujące biomechaniczne właściwości układu mięśniowo-powięziowego:

- **Miometryczna sztywność** (S-MYO, z ang. stiffness) – to biomechaniczna właściwość mięśnia, która charakteryzuje odporność na skurcz lub siłę zewnętrzną, deformującą jego początkowy kształt. W miometrii liczona ze wzoru:  $S\text{-MYO} = a_{\max} \cdot m_{\text{probe}} / \Delta l$ , gdzie  $a_{\max}$  = maksymalne przyspieszenie, a  $m_{\text{probe}}$  = masa mechanizmu końcówki pomiarowej. Parametr wyrażany jest w [Nm] i mówi o sztywności poprzecznej badanego mięśnia. Termin sztywność dynamiczna wywodzi się z dynamicznej metody pomiaru stosowanej w technologii miometrii. Odwrotnością sztywności jest podatność.

- **Miometryczna elastyczność** (D-MYO, z ang. decrement)– wyrażona jest spadkiem samoistnie tłumionych oscylacji lub dosłownie: rozpraszaniem energii mechanicznej w cyklu oscylacji, kiedy tkanka odzyskuje swój kształt po deformacji. Wyznaczana jest z logarytmu:  $D\text{-MYO} = \ln(a_1 / a_3)$  (wartość bezwymiarowa)

3.3 Parametry opisujące wiskoelastyczne właściwości układu mięśniowo-powięziowego:

- **Miometryczny mechaniczny czas relaksacji tkanki po ucisku** (R-MYO, z ang. mechanical stress relaxation time) – to czas, w którym mięsień odzyskuje swój kształt po deformacji po świadomym skurczu lub usunięciu siły zewnętrznej, obliczany ze wzoru:  $R\text{-MYO} = t_R - t_1$  i wyrażany w mili sekundach [ms].

- **Miometryczne pelzanie/płynność tkanki** (C-MYO, z ang. creep) – to stopniowe wydłużanie się tkanki w czasie pod wpływem stałego naprężenia rozciągającego, otrzymywane z wyliczenia:  $C\text{-MYO} = R / (t_1 - t_T)$ . Parametr ten nie ma jednostki, wyrażany jest liczbą Debory.

W celu oceny aktywności bioelektrycznej mięśnia brzuchatego łydki oraz dwugłowego uda w wyniku zastosowanej interwencji, analizowano:

1. Mapy rozkładu stref inercji (IZ HdEMG) w submaksymalnym skurczu izometrycznym (30% MVC) w funkcjach zginania podszwowego w stawie skokowym oraz zginania w stawie kolanowym badanych mięśni odpowiednio: brzuchatego łydki oraz dwugłowego uda.
2. Histogramy rozkładu mocy widma map IZ HdEMG dla mięśnia brzuchatego łydki podczas funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym oraz mięśnia dwugłowego uda podczas funkcji zgięcia w stawie kolanowym (30% MVC).
3. Amplitudy sygnału EMG (RMS EMG) [ $\mu$ V] mięśnia brzuchatego łydki podczas zginania podszwowego w stawie skokowym oraz mięśnia dwugłowego uda podczas zginania w stawie kolanowym w izometrycznym submaksymalnym skurczu dowolnym (30% MVC).
4. Mediany częstotliwości rozkładu mocy widma (Mdf EMG) [Hz] mięśnia brzuchatego łydki podczas zginania podszwowego w stawie skokowym oraz mięśnia dwugłowego uda podczas zginania w stawie kolanowym w izometrycznym submaksymalnym skurczu dowolnym (30% MVC).

#### **IV 11. Metody statystyczne**

Analiza statystyczna zebranych danych została wykonana przy zastosowaniu pakietu statystycznego SPSS firmy IBM w wersji 1.0.0.1508. Wartość  $p \leq 0.05$  została przyjęta jako poziom uznania istotności statystycznej wyników wszystkich wykonywanych analiz.

Do sprawdzenia normalności rozkładu wszystkich analizowanych parametrów zastosowano test normalności rozkładu danych Shapiro-Wilka. Wartości siły (F), parametrów elektromiograficznych (RMS EMG, Mdf EMG) oraz parametrów miometrycznych (F-MYO, S-MYO, D-MYO, R-MYO, C-MYO), zostały przedstawione, w zależności od rozkładu, w postaci wartości średnich (M) wraz z odchyleniem

standardowym (SD) oraz mediany wraz z kwartylami 1 i 3 dla badanej grupy, zarówno przed, jak i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia.

Porównanie średnich wartości parametrów elektromiograficznych i miometrycznych przed interwencją mobilizacyjną z danymi po interwencji mobilizacyjnej w przypadku parametrów o rozkładzie normalnym zostały wykonane za pomocą testu t-Studenta dla prób zależnych. Parametry elektromiograficzne i miometryczne niespełniające kryterium normalności rozkładu porównano przy zastosowaniu testu Wilcoxon dla par obserwacji.

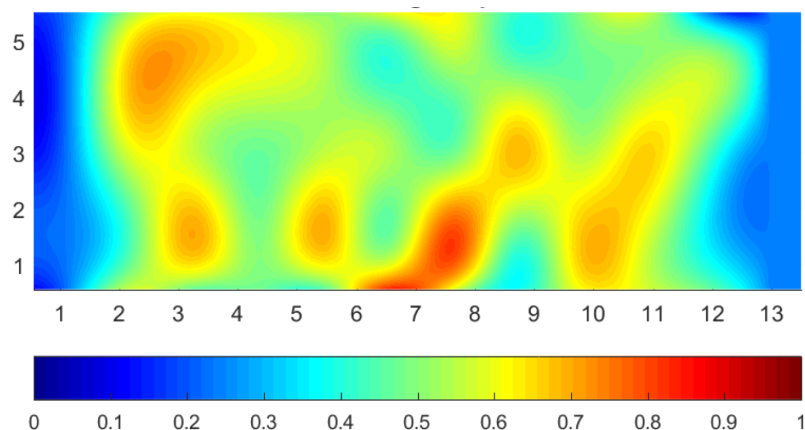
W celu przeanalizowania związków pomiędzy parametrami miometrycznymi oraz parametrami elektrofizjologicznymi przed i po zastosowaniu interwencji wykonano analizę zależności. Dla parametrów o rozkładzie normalnym wyliczono współczynnik korelacji Pearsona, a dla parametrów niemających rozkładu normalnego, współczynnik korelacji rang Spearmana. Do określenia siły związku dla obliczonych korelacji przyjęto klasyfikację Guilford'a, w której:  $|r| \leq 0,1$  oznacza korelację nikłą,  $|r| \leq 0,3$  korelację słabą,  $|r| \leq 0,5$  korelację przeciętną,  $|r| \leq 0,7$  korelację wysoką,  $|r| \leq 0,9$  korelację bardzo wysoką,  $|r| < 1,0$  korelacja niemal pełną,  $|r| = 1$  korelację pełną. Wartości dodatnie współczynnika korelacji Pearsona oraz współczynnika korelacji rang Spearmana oznaczają związek wzrostów wartości badanych parametrów. Wartości ujemne współczynnika korelacji Pearsona oraz współczynnika korelacji rang Spearmana oznaczają związek spadków wartości badanych parametrów.

## V WYNIKI

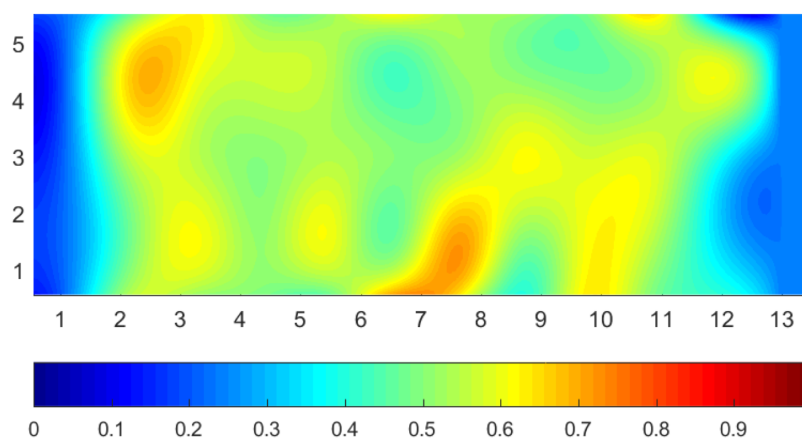
### **V 1. Analizy map rozkładu stref inervacji głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki oraz głowy długiej mięśnia dwugłowego uda wyznaczanych z zastosowaniem HdEMG (IZ HdEMG)**

Obrazy wygenerowane na podstawie uśrednionych (dla grupy badanej, n=38) map rozkładu stref inervacji (IZ HdEMG) dla głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki (funkcja zginania w stawie kolanowym, 30% MVC) przedstawiono na rycinie 7, a dla głowy długiej mięśnia dwugłowego uda (funkcja zginania w stawie kolanowym) na rycinie 8. Analiza rozkładów stref inervacji na mapach uśrednionych (w ramach grupy badanej) dla głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki wykazała najmniejsze prawdopodobieństwo znajdowania się strefy inervacji w miejscu odpowiadającym elektrodzie nr 19 macierzy HdEMG (wiersz 4, kolumna 7). W analizie map zarejestrowanych na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda mimo innego rozkładu stref inervacji, również pod elektrodą oznaczoną nr 19, znajdowało się miejsce bez stref inervacji. Na podstawie analiz map IZ HdEMG wyznaczono dwie dodatkowe elektrody: nr 18 (wiersz 4, kolumna 6) oraz nr 20 (wiersz 4, kolumna 8), niezbędne do pozyskania danych bipolarnego EMG z zastosowania filtrowania sygnału metodą podwójnego różnicowania, opisanej w podrozdziale IV 6.1.





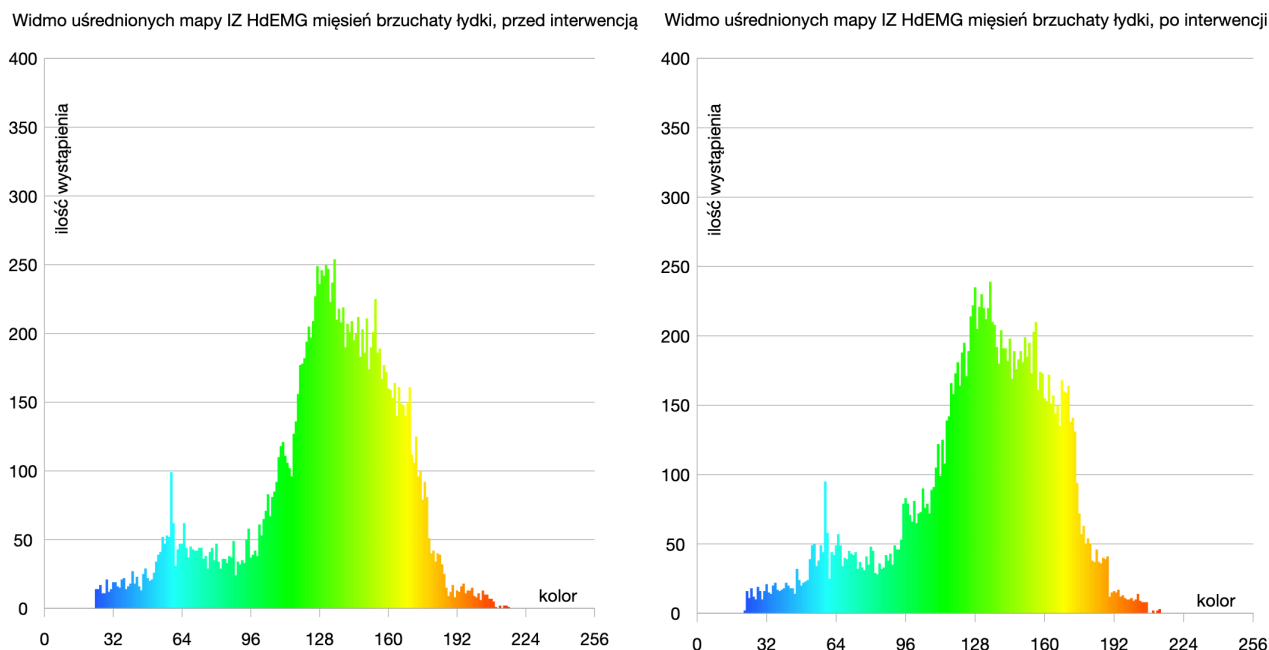
Rycina 7. Uśredniona w ramach grupy badanej, mapa rozkładu stref inercji (IZ) na macierzy HdEMG dla pomiarów wykonanych na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym. Wartość 1 (kolory czerwony i ciemnoczerwony) oznacza najniższe wartości współczynnika korelacji krzyżowej amplitudy EMG na macierzy HdEMG, co odpowiada obecności strefy inercji. Kierunek głowowy znajduje się po stronie prawej mapy (kolumna 13)



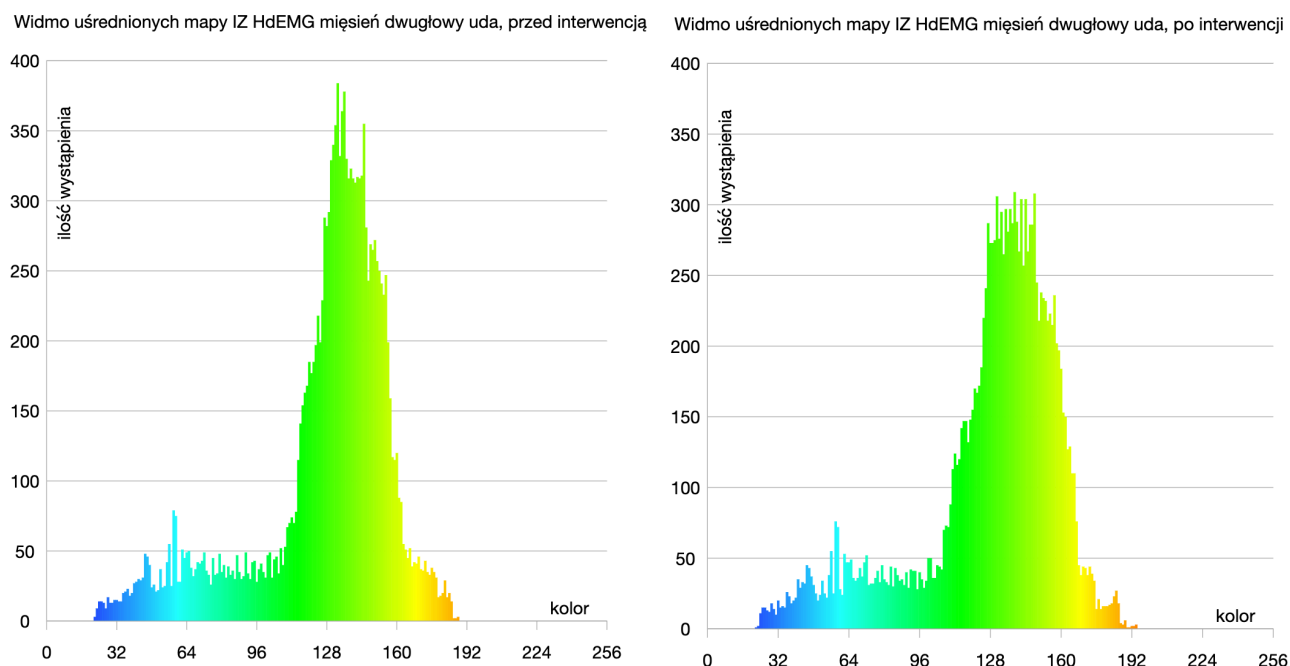
Rycina 8. Uśredniona w ramach grupy badanej, mapa rozkładu stref inercji (IZ) na macierzy HdEMG dla pomiarów wykonanych na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda w funkcji zginania w stawie kolanowym. Wartość 1 (kolory czerwony i ciemnoczerwony) oznacza najniższe wartości współczynnika korelacji krzyżowej amplitudy EMG na macierzy HdEMG, co odpowiada obecności strefy inercji. Kierunek głowowy znajduje się po stronie prawej mapy (kolumna 13)

Histogramy rozkładu mocy widma map IZ HdEMG przed oraz po interwencji mobilizacji powięzi podudzia dla pomiarów wykonanych w funkcjach zginania podszwowego w stawie skokowym oraz zginania w stawie kolanowym, sygnału HdEMG zarejestrowanego z obu badanych mięśni, przedstawiają Ryciny 9 i 10. Wyniki analizy statystycznej (test t-Studenta) wykazały brak istotnej statystycznie ( $p=0,88$ ) różnicy mediany częstości występowania barw widma map rozkładu stref inervacji sygnału HdEMG zarejestrowanego na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia.

Nie stwierdzono również istotnych statystycznie ( $p=0,10$ ) różnic (test t-Studenta) wartości mediany częstości wystąpienia barw widma mapy IZ HdEMG przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia, dla map IZ HdEMG, sygnału zarejestrowanego na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda w funkcji zginania w stawie kolanowym.



Rycina 9. Histogramy rozkładów mocy widma uśrednionej mapy stref inervacji (IZ) na macierzy HdEMG dla pomiarów wykonanych na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym



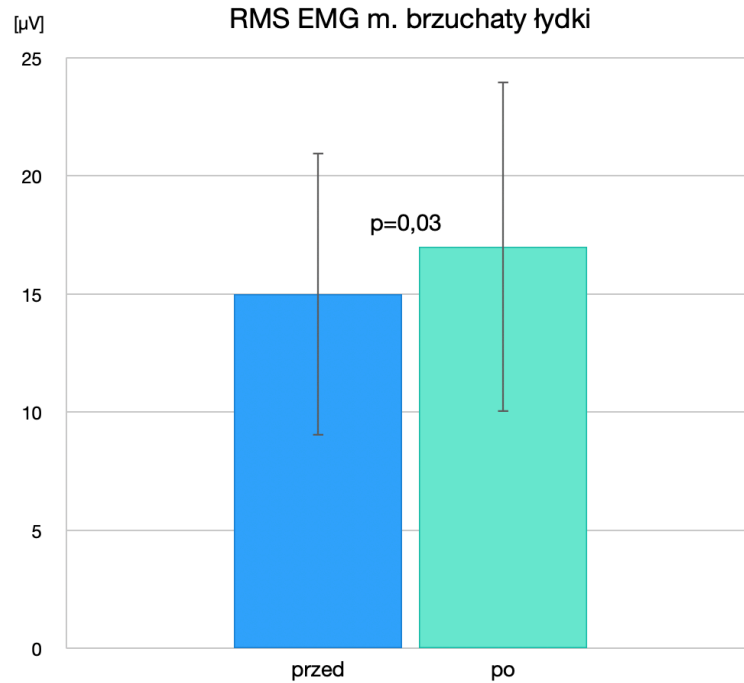
Rycina 10. Histogramy rozkładów mocy widma uśrednionej mapy stref inervacji (IZ) na macierzy HdEMG dla pomiarów wykonanych na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda w funkcji zginania w stawie kolanowym

## **V 2. Elektromiograficzna ocena aktywności bioelektrycznej badanych mięśni przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia**

### **V 2.1 Amplituda (RMS EMG) i mediana częstotliwości (Mdf EMG) sygnału EMG głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia**

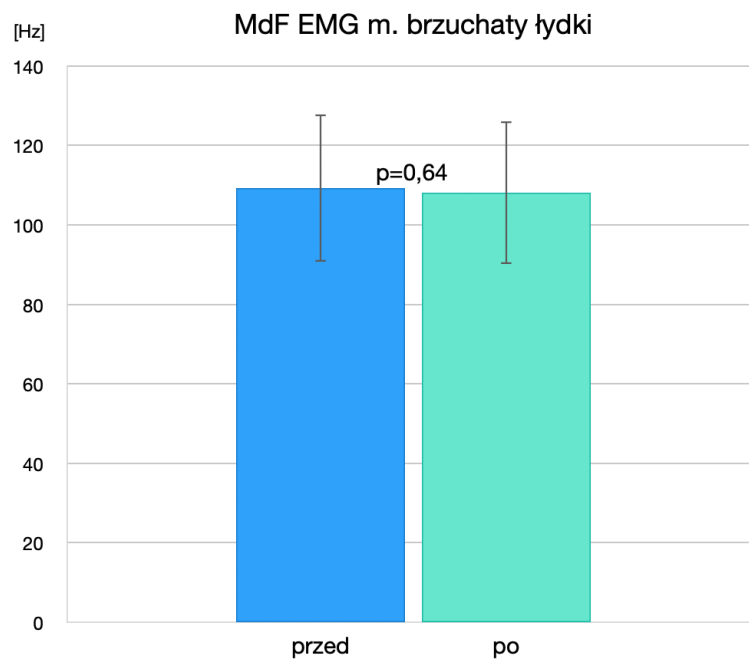
Wartości średnie z odchyleniami standardowymi amplitudy sygnału EMG (RMS EMG) w funkcji zginania podszwowego stopy, zarejestrowane na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki (GC) w submaksymalnym skurczu izometrycznym, przedstawione zostały na Rycinie 5. Analiza statystyczna (test t-Studenta) wykazała istotną statystycznie ( $p=0,03$ ) różnicę wartości RMS EMG dla mięśnia GC pomiędzy pomiarami wykonanymi

przed i po zastosowanej interwencji. Wyższą wartość średniej RMS EMG dla GC wykazano w sygnale zarejestrowanym po interwencji TMPP (Rycina 11).



Rycina 11. Wartości średnie wraz odchyleniami standardowymi amplitudy sygnału EMG (RMS EMG) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zginania podszwowego stopy na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki

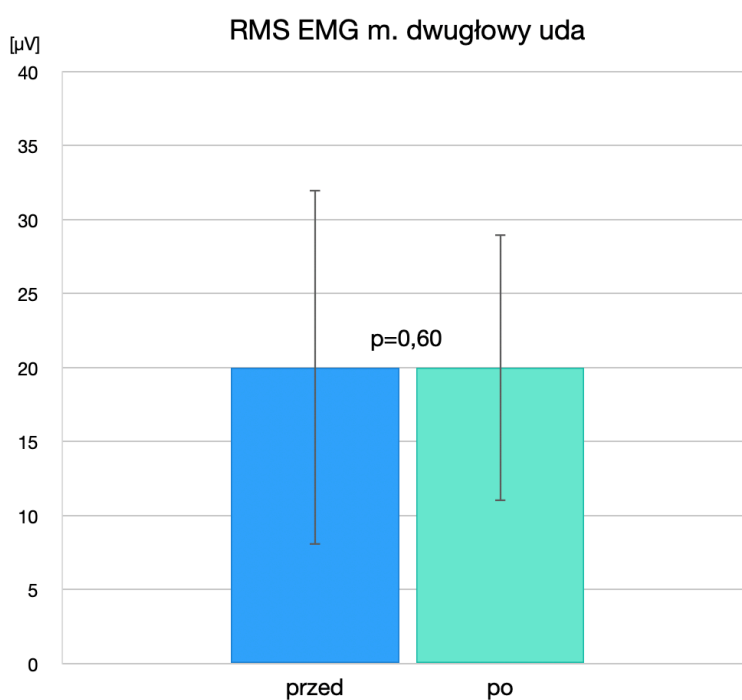
Wartości średnie z odchyleniami standardowymi mediany częstotliwości sygnału EMG (MdF EMG) w funkcji zginania podszwowego stopy, zarejestrowane na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki w submaksymalnym skurczu izometrycznym, przedstawione zostały na Rycinie 12. Analiza różnic (test t-Studenta) wartości MdF EMG dla mięśnia GC nie wykazała istotnej statystycznie różnicy ( $p=0,64$ ) sygnału zarejestrowanego przed i po interwencji mobilizacyjnej powięzi podudzia.



Rycina 12. Wartości średnie wraz odchyleniami standardowymi częstotliwości sygnału EMG (MdF EMG) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki

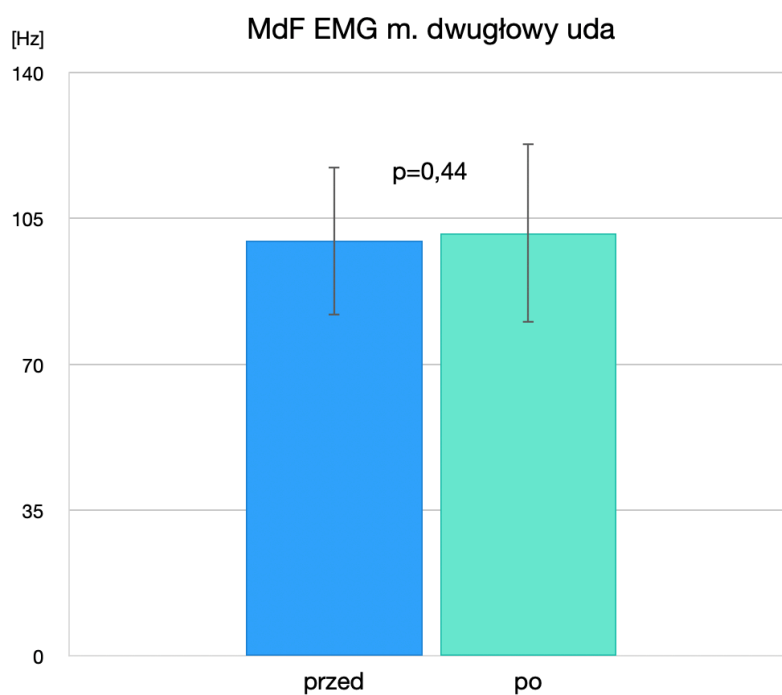
## V 2.2 Amplituda (RMS EMG) i mediana częstotliwości (MdF EMG) sygnału EMG głowy długiej mięśnia dwugłowego uda podczas funkcji zginania w stawie kolanowym przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia

Wartości średnie z odchyleniami standardowymi mediany amplitudy sygnału EMG (RMS EMG) w funkcji zginania w stawie kolanowym, zarejestrowane na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda (BF) w submaksymalnym skurczu izometrycznym, przedstawione zostały na Rycinie 13. W analizie różnic (test t-Studenta) nie wykazano istotności statystycznej ( $p=0,60$ ) wartości parametru RMS EMG dla mięśnia BF zarejestrowanych przed interwencją mobilizacyjną w stosunku do wartości zarejestrowanych po interwencji mobilizacyjnej powięzi podudzia.



Rycina 13. Wartości średnie wraz odchyleniami standardowymi amplitudy sygnału EMG (RMS EMG) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zginania w stawie kolanowym na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda

Wartości średnie z odchyleniami standardowymi mediany częstotliwości sygnału EMG (MdF EMG) w funkcji zginania w stawie kolanowym, zarejestrowane na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda w submaksymalnym skurczu izometrycznym, obrazuje Rycina 14. W analizie statystycznej (test t-Studenta) nie wykazano istotnej statystycznie różnicy ( $p=0,44$ ) w wartościach parametru MdF EMG zarejestrowanego przed i po interwencji mobilizacyjnej powięzi podudzia.



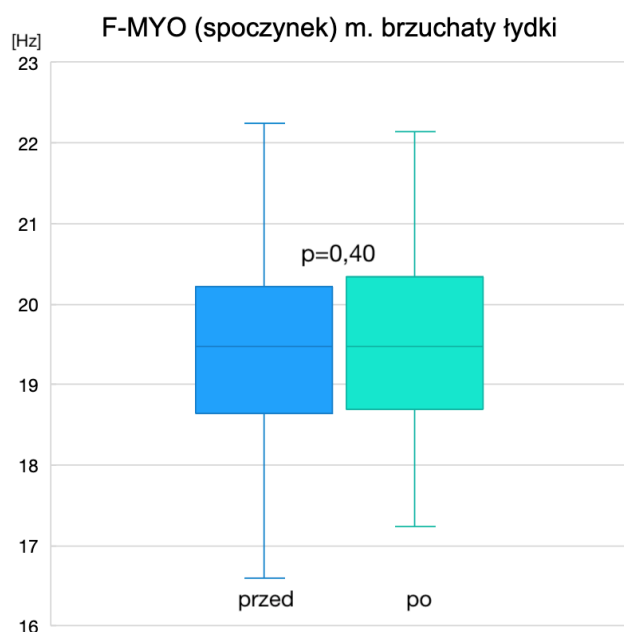
Rycina 14. Wartości średnie wraz odchyleniami standardowymi częstotliwości sygnału EMG (MdF EMG) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zginania w stawie kolanowym na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda

### V 3. Wyniki analizy parametrów oceniających właściwości mechaniczne badanych mięśni szkieletowych

#### V 3.1 Wyniki analizy parametrów miometrycznych przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia, zmierzone w spoczynku

##### V 3.1.1 Parametry miometryczne głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki

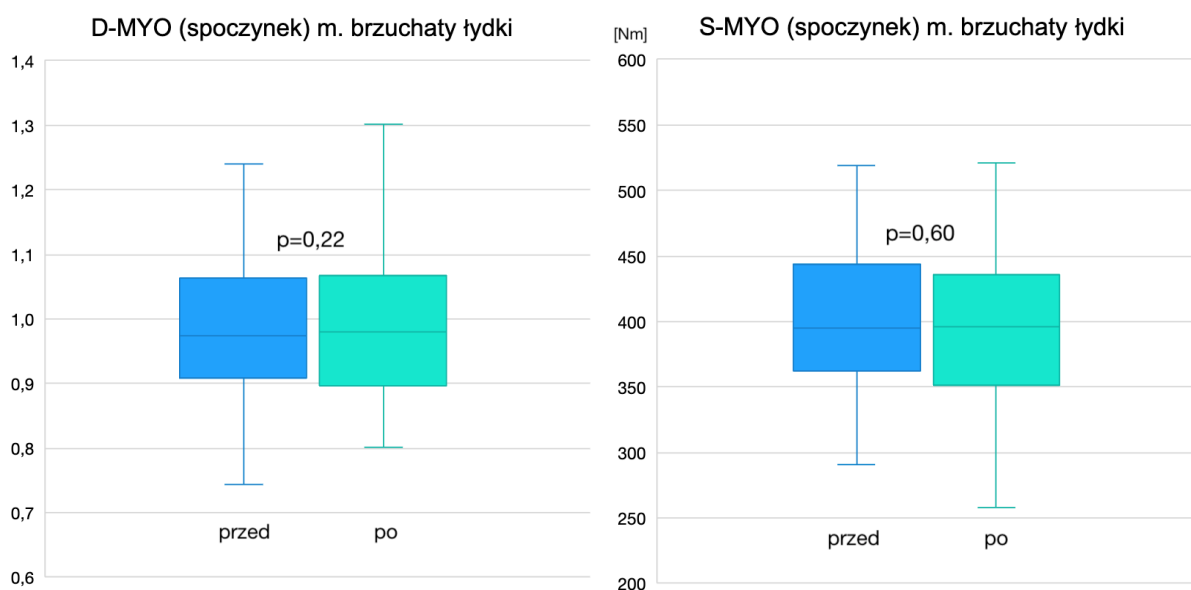
Wartości mediany oraz kwartyli 1 i 3 miometrycznej częstotliwości (F-MYO) dla pomiarów wykonanych w spoczynku na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki przedstawiono graficznie na Rycinie 15. Analiza statystyczna (test Wilcoxona) nie wykazała istotnych statystycznie różnic parametru F-MYO ( $p=0,40$ ) pomiędzy wartościami zarejestrowanymi w warunkach spoczynku z głowy bocznej mięśnia GC przed i po interwencji mobilizacyjnej podudzia.



Rycina 15. Wartości mediany wraz kwartylami 1 i 3 miometrycznej częstotliwości (F-MYO), przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane warunkach spoczynku na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki

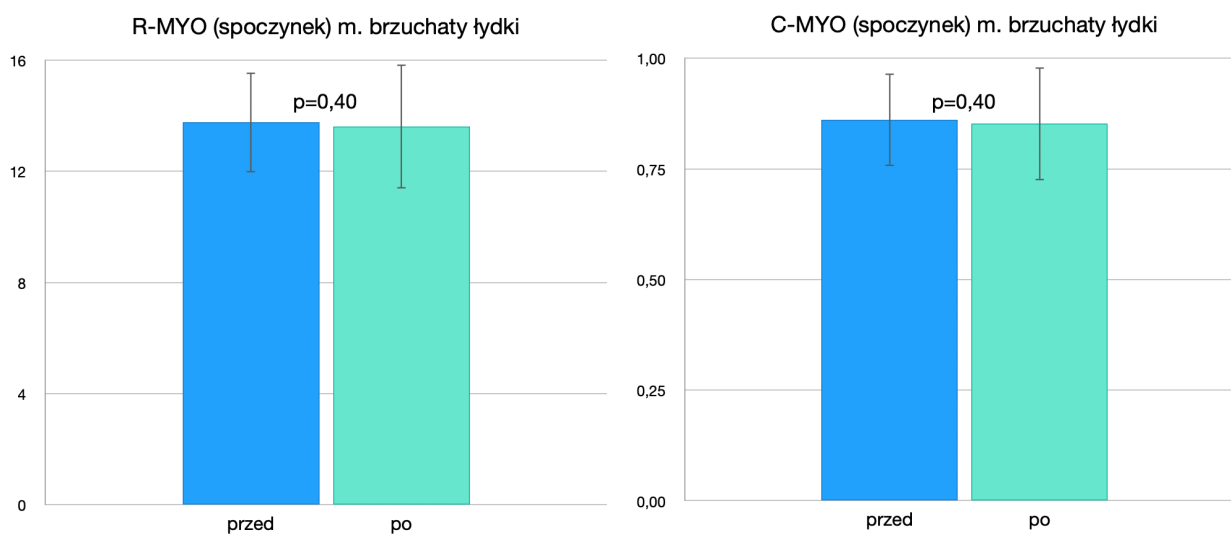


Wartości mediany z kwartylami 1 i 3 miometrycznej elastyczności (D-MYO) i sztywności (S-MYO) dla pomiarów wykonanych w spoczynku na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki przedstawiono graficznie na Rycinie 16. Analiza statystyczna nie wykazała istotnych statystycznie różnic parametrów D-MYO ( $p=0,22$ ) (test Wilcoxona) i S-MYO ( $p= 0,60$ ) (test Wilcoxona) zarejestrowanych w spoczynku przed i po interwencji mobilizacyjnej powięzi podudzia na głowie bocznej mięśnia GC.



Rycina 16. Wartości mediany wraz kwartylami 1 i 3 miometrycznej elastyczności (D-MYO) i sztywności (S-MYO) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane warunkach w spoczynku na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki

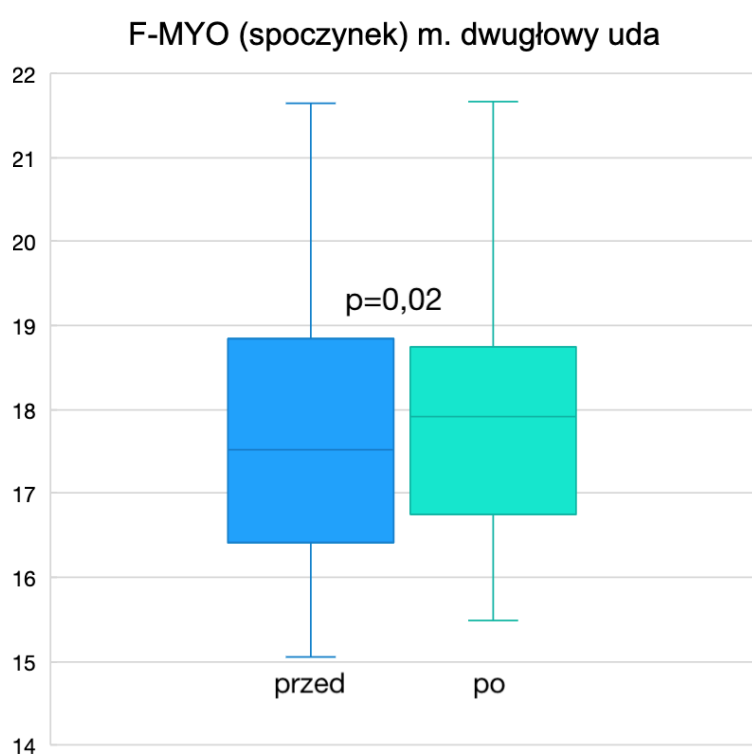
Średnie wartości miometrycznego czasu relaksacji (R-MYO) oraz pełzania/płynności tkanki (C-MYO) wraz z odchyleniami standardowymi dla pomiarów wykonanych w spoczynku na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki przedstawiono graficznie na Rycinie 17. Test t-Studenta dla prób zależnych, nie wykazał istotnych statystycznie różnic parametrów R-MYO ( $p=0,40$ ) i C-MYO ( $p=0,40$ ) pomiędzy pomiarami wykonanymi przed i po interwencji mobilizacyjnej.



Rycina 17. Wartości średnie wraz odchyleniami standardowymi miometrycznego czasu relaksacji (R-MYO) oraz pełzania/płynności tkanki (C-MYO) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane warunkach w warunkach spoczynku na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki

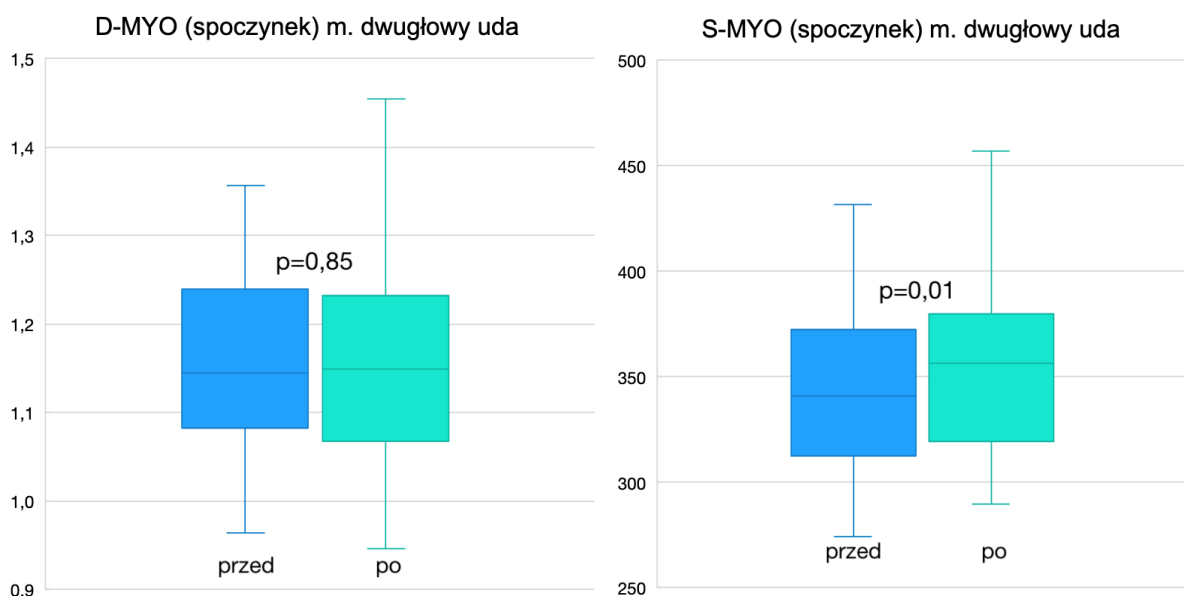
### V 3.1.2 Parametry miometryczne głowy długiej mięśnia dwugłowego uda

Wartości mediany oraz kwartyle 1 i 3 miometrycznej częstotliwości (F-MYO) dla pomiarów wykonanych w spoczynku na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda przedstawia Rycina 18. W teście Wilcoxon dla par obserwacji wykazano istotny statystycznie ( $p=0,02$ ) wzrost wartości parametru F-MYO dla danych zarejestrowanych z głowy długiej mięśnia BF.



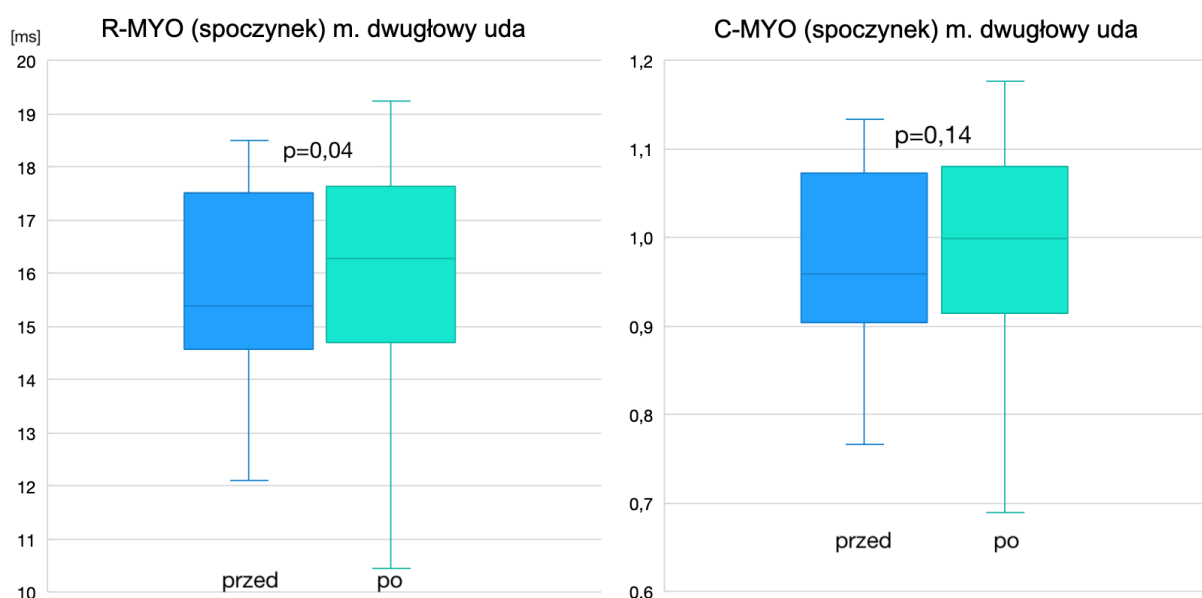
Rycina 18. Wartości mediany wraz kwartylami 1 i 3 miometrycznej częstotliwości (F-MYO) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane w warunkach spoczynku na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda

Wartości mediany z kwartylami 1 i 3 miometrycznej elastyczności (D-MYO) i sztywności (S-MYO) dla pomiarów wykonanych w spoczynku na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda zobrazowano na Rycinie 19. Testowanie statystyczne różnic parametru D-MYO (test Wilcoxona) zarejestrowanych przed i po interwencji mobilizacyjnej podudzia nie wykazało istotności statystycznej ( $p=0,85$ ) dla danych zarejestrowanych na głowie długiej mięśnia BF. Istotny statystycznie ( $p=0,01$ ) wzrost parametru S-MYO w danych zarejestrowanych po interwencji mobilizacji powięzi podudzia ujawniono w teście Wilcoxona dla par obserwacji.



Rycina 19. Wartości mediany wraz kwartylami 1 i 3 miometrycznej elastyczności (D-MYO) i sztywności (S-MYO) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane warunkach spoczynku na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda

Wartości mediany z kwartylami 1 i 3 miometrycznego czasu relaksacji (R-MYO) oraz pełzania/płynności tkanki (C-MYO) dla pomiarów wykonanych w spoczynku na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda przedstawiono graficznie na Rycinie 20. Test Wilcoxona dla par obserwacji wykazał istotny statystycznie ( $p=0,04$ ) wzrost wartości parametru R-MYO po interwencji mobilizacyjnej powięzi podudzia dla danych zarejestrowanych z głowy długiej mięśnia dwugłowego uda (BF). Jednocześnie w analizie statystycznej (test Wilcoxona) nie wykazano istotnych statystycznie ( $p=0,14$ ) różnic wartości parametru C-MYO przed oraz po interwencji mobilizacyjnej powięzi podudzia dla danych zarejestrowanych na głowie długiej mięśnia BF.

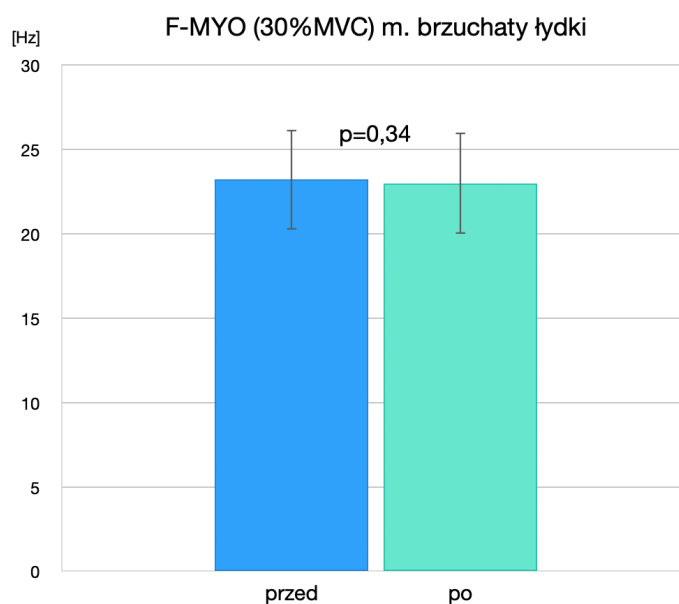


Rycina 20. Wartości mediany wraz kwartylami 1 i 3, miometrycznej relaksacji (R-MYO) i pełzanie/płynność tkanki (C-MYO), przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia, zarejestrowanych w warunkach spoczynku na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda

### V 3.2. Wyniki analizy parametrów miometrycznych przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia, zmierzonych podczas submaksymalnego skurczu

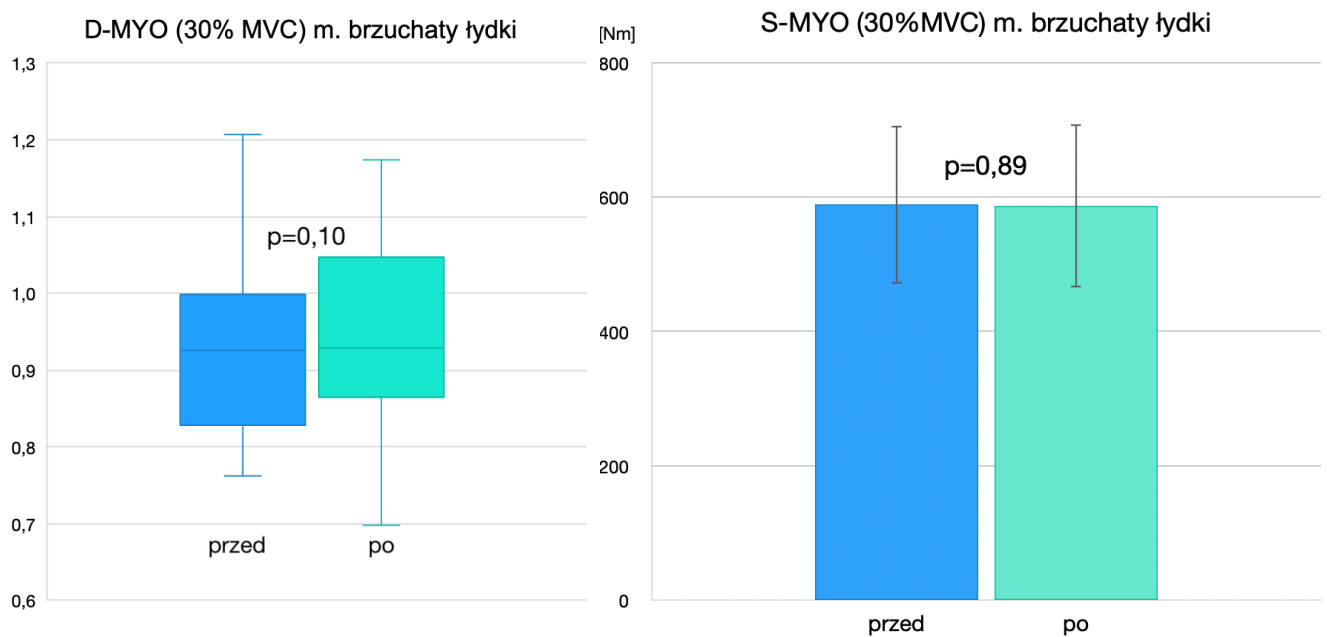
#### V 3.2.1 Parametry miometryczne głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki podczas zginania podszwowego w stawie skokowym

Wartości średnie oraz odchylenia standardowe miometrycznej częstotliwości (F-MYO) dla pomiarów wykonanych submaksymalnym skurczu 30% MVC na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki przedstawia Rycina 21. Test t-Studenta dla prób zależnych nie wykazał istotnych statystycznie ( $p=0,34$ ) różnic parametru F-MYO zarejestrowanych przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia na głowie bocznej mięśnia GC.



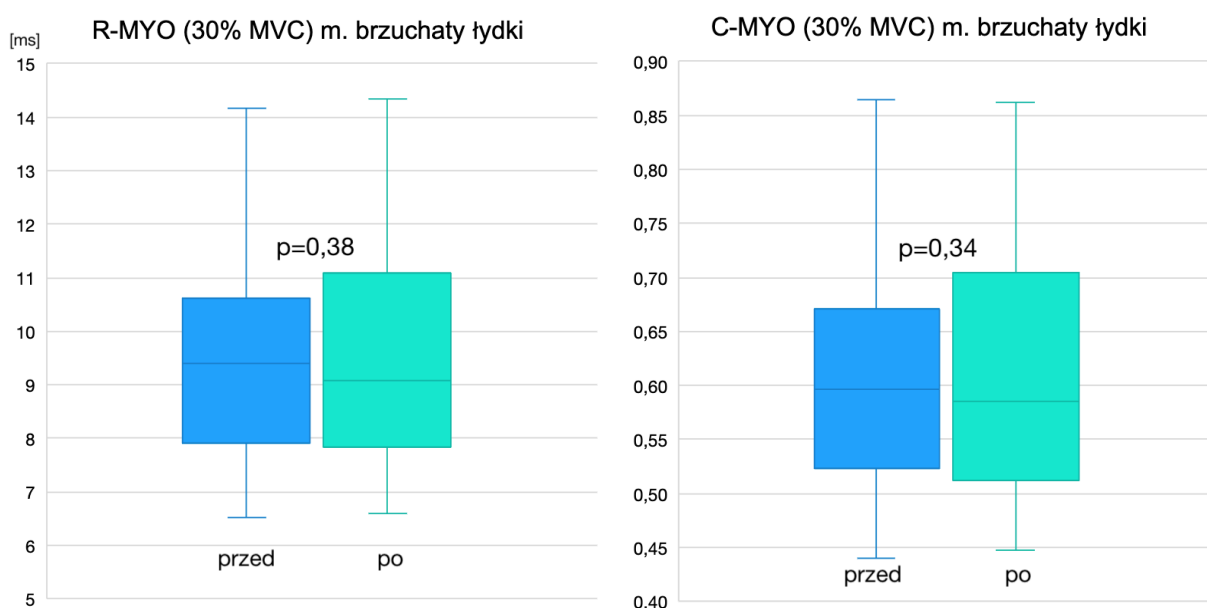
Rycina 21. Wartości średnie wraz odchyleniami standardowymi miometrycznej częstotliwości (F-MYO) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki

Wartości median z kwartylami 1 i 3 miometrycznej elastyczności (D-MYO) oraz wartości średnie z odchyleniami standardowymi sztywności (S-MYO) dla pomiarów wykonanych submaksymalnym skurczu 30% MVC na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki obrazuje Rycina 22. Analiza statystyczna wartości parametrów zarejestrowanych przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia nie wykazała istotnych statystycznie różnic zarówno dla parametru D-MYO ( $p=0,10$ ) (test Wilcoxona), jak i S-MYO ( $p=0,89$ ) (test t-Studenta).



Rycina 22. Wartości mediany wraz kwartylami 1 i 3 miometrycznej elastyczności (D-MYO) i wartości średnie wraz odchyleniami standardowymi miometrycznej sztywności (S-MYO) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia, zarejestrowane w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki

Wartości median z kwartylami 1 i 3 parametrów miometrycznych: czasu relaksacji (R-MYO) oraz pełzania/płynności tkanki (C-MYO) dla pomiarów wykonanych submaksymalnym skurczu 30% MVC na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki przedstawia Rycina 23. Analiza statystyczna nie wykazała istotnych statystycznie różnic parametrów R-MYO ( $p=0,38$ ) (test Wilcoxona) oraz C-MYO ( $p=0,34$ ) (test Wilcoxona), zarejestrowanych przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia z głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki.

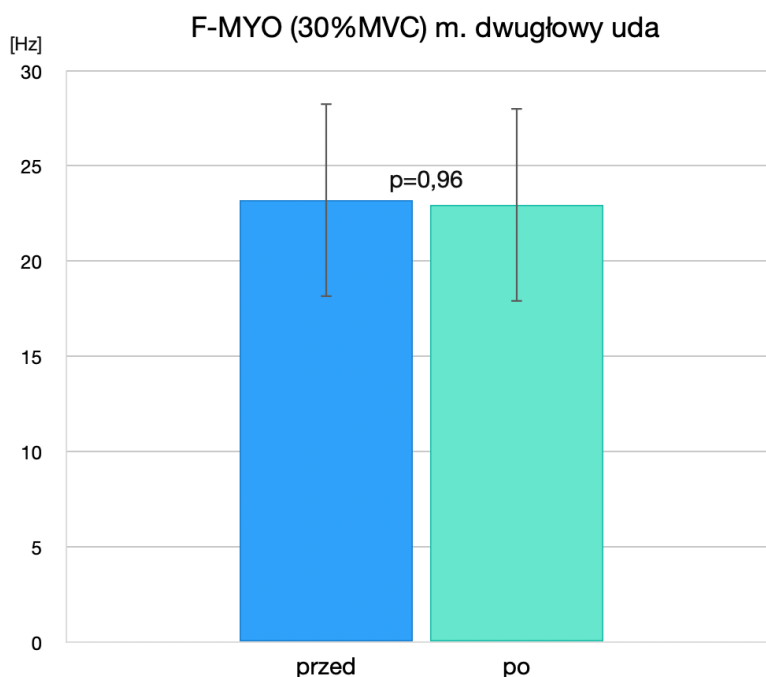


Rycina 23. Wartości mediany wraz kwartylami 1 i 3 miometrycznego czasu relaksacji (R-MYO) i pełzania/płynności tkanki (C-MYO) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki



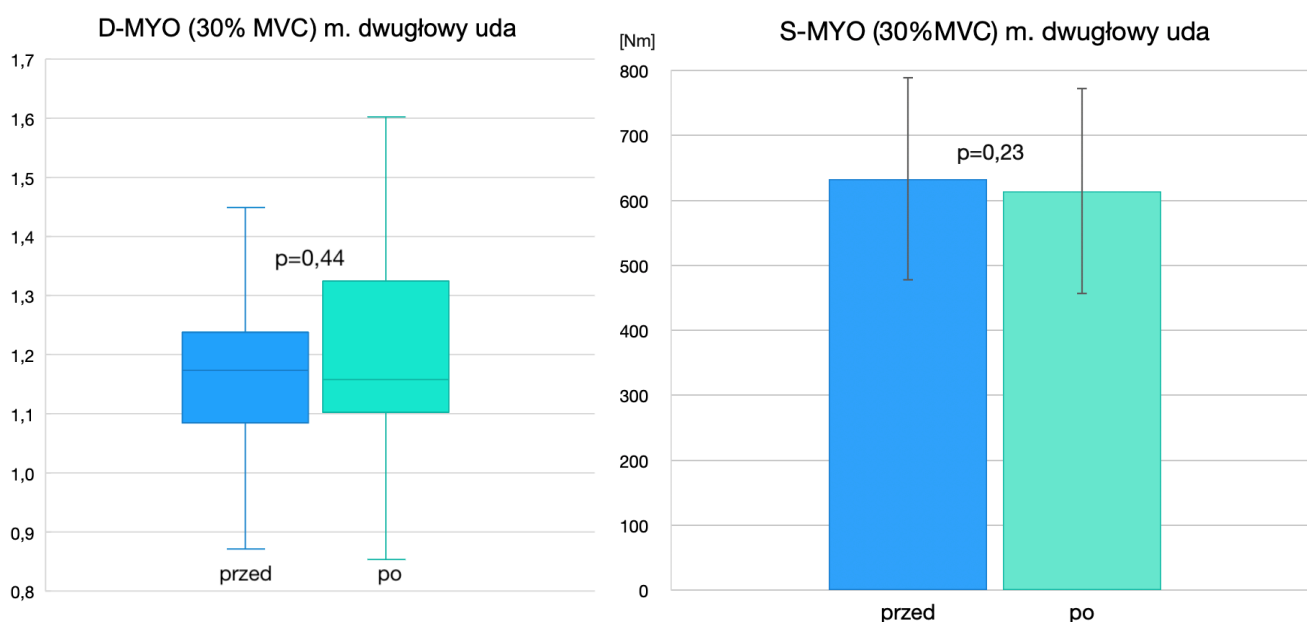
### V 3.2.2 Parametry miometryczne głowy długiej mięśnia dwugłowego uda podczas zginania w stawie kolanowym

Wartości średnie wraz odchyleniami standardowymi miometrycznej częstotliwości F-MYO przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia, zarejestrowane w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zginania w stawie kolanowym z głowy długiej mięśnia dwugłowego uda, zobrazowane zostały na Rycinie 24. Analiza statystyczna (test t-Studenta) różnic miometrycznej częstotliwości F-MYO zarejestrowanych z głowy długiej mięśnia BF w funkcji zginania w stawie kolanowym w submaksymalnym skurczu przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia nie wykazała istotności statystycznej ( $p=0,96$ ).



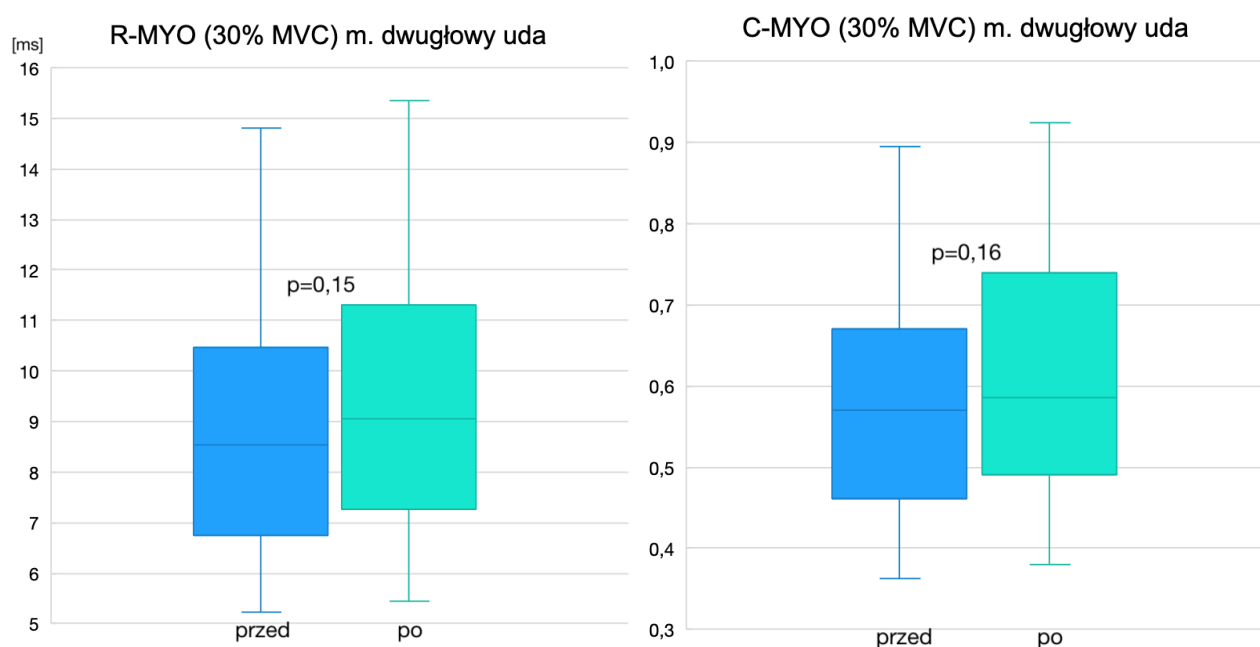
Rycina 24. Wartości średnie wraz odchyleniami standardowymi, miometrycznej częstotliwości (F- MYO), przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zginania w stawie kolanowym na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda

Wartości mediany wraz z kwartylami 1 i 3 miometrycznej elastyczności (D-MYO) i wartości średnie z odchyleniami standardowymi miometrycznej sztywności (S-MYO), dla pomiarów wykonanych submaksymalnym skurczu na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda przedstawiono graficznie na Rycinie 25. Nie wykazano istotnych statystycznie różnic parametrów zarejestrowanych przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia w submaksymalnym skurczu (30% MVC) na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda zarówno w teście Wilcoxon dla parametru D-MYO ( $p=0,44$ ), jak i teście t-Studenta dla parametru S-MYO ( $p=0,23$ ).



Rycina 25. Wartości średnie wraz odchyleniami standardowymi miometrycznej elastyczności (D-MYO) oraz wartości mediany wraz kwartylami 1 i 3 miometrycznej sztywności (S-MYO) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zginania w stawie kolanowym na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda

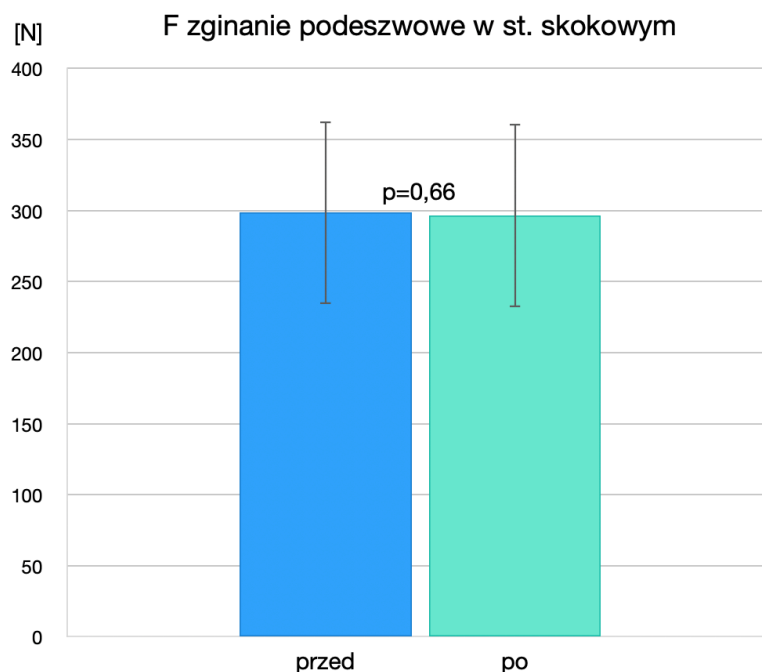
Wartości mediany z kwartylami 1 i 3 czasu relaksacji (R-MYO) oraz pełzania/płynności tkanki (C-MYO) wraz z odchyleniami standardowymi dla pomiarów wykonanych w submaksymalnym skurczu na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda przedstawiono graficznie na Rycinie 26. Testowanie statystyczne różnic (test Wilcozona) parametrów R-MYO i C-MYO zarejestrowanych w submaksymalnym skurczu (30% MVC) w funkcji zginania w stawie kolanowym na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda nie wykazało istotności statystycznej dla żadnego z tych parametrów. Współczynnik istotności statystycznej wyniósł: ( $p=0,15$ ) dla parametru R-MYO oraz ( $p=0,16$ ) dla parametru C-MYO.



Rycina 26. Wartości mediany wraz kwartylami 1 i 3, miometrycznego czasu relaksacji (R-MYO) oraz pełzania/płynności tkanki (C-MYO) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zginania w stawie kolanowym na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda

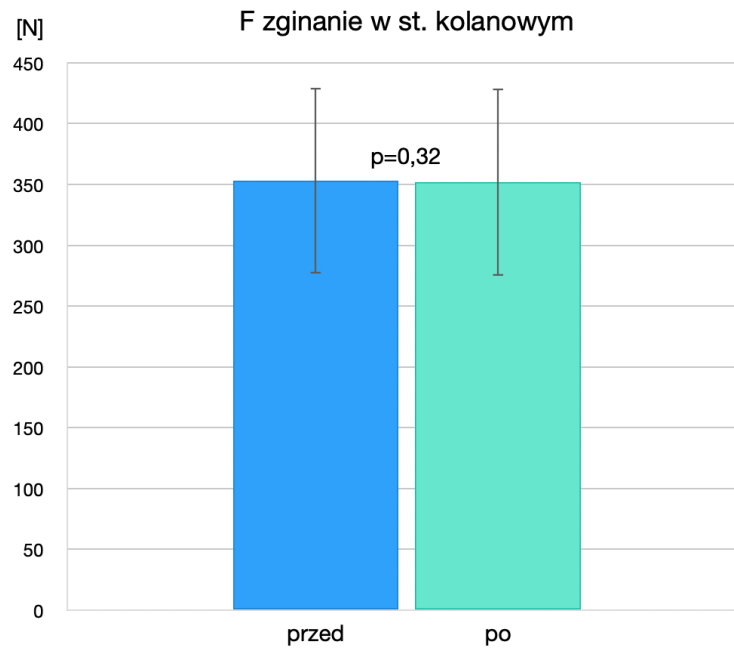
**V 4. Wartości siły przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia, generowane podczas submaksymalnego skurczu izometrycznego w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym i zginania w stawie kolanowym**

Na Rycinie 27 przedstawiono średnie wartości siły mięśniowej, wraz z odchyleniami standardowymi, zarejestrowane podczas pomiarów wykonanych w submaksymalnym skurczu izometrycznym w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym. Analiza statystyczna różnic (test t-Studenta) nie wykazała istotnych różnic siły mięśniowej zarejestrowanych przed i po zastosowanej interwencji ( $p=0,66$ ).



Rycina 27. Wartości średnie siły mięśniowej przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia, wraz z odchyleniami standardowymi, zarejestrowane w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym

Średnie wartości siły mięśniowej (reakcji tensometru), wraz z odchyleniami standardowymi, zarejestrowane podczas pomiarów wykonanych w submaksymalnym skurczu izometrycznym w funkcji zginania w stawie kolanowym przedstawia Rycina 28. Analiza statystyczna różnic (test t-Studenta) nie wykazała istotnych różnic siły mięśniowej zarejestrowanych przed i po zastosowanej interwencji ( $p=0,32$ ).



Rycina 28. Wartości średnie siły mięśniowej (reakcji tensometru) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia, wraz z odchyleniami standardowymi, zarejestrowane w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zginania w stawie kolanowym

## **V 5. Wyniki analizy zależności parametrów miometrycznych z parametrami elektrofizjologicznymi**

### **V 5.1 Korelacje parametrów miometrycznych z parametrami elektrofizjologicznymi głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki w spoczynku oraz podczas skurczu izometrycznego submaksymalnego w funkcji zginania podszwowego**

Wyniki analizy korelacji pomiędzy parametrami miometrycznymi zarejestrowanymi w spoczynku a parametrami elektromiograficznymi zarejestrowanymi w izometrycznym skurczu submaksymalnym w funkcji zginania podszwowego przedstawiono w tabeli 2. Analizy zależności wykazały istotny statycznie ( $p=0,04$ ), ujemny wynik współczynnika korelacji Spearmana wyłącznie dla zależności pomiędzy parametrem miometrycznym pełzania C-MYO zarejestrowanym w spoczynku z medianą częstotliwością sygnału EMG (MdF EMG) zarejestrowaną w submaksymalnym skurczu (30% MVC) z głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki przed interwencją mobilizacji powięzi podudzia.

Tabela 2. Współczynniki korelacji Spearmana (⌘) lub wartość korelacji Pearsona (⊗), pomiędzy parametrami miometrycznymi zarejestrowanymi w spoczynku a parametrami elektromiograficznymi zarejestrowanymi podczas skurczu w funkcji zginania podeszwowego dla głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki przed i po interwencji zastosowanej TMPP

GC		GC MYO spoczynek									
GC EMG 30% MVC		F-MYO przed	F-MYO po	S-MYO przed	S-MYO po	D-MYO przed	D-MYO po	R-MYO przed	R-MYO po	C-MYO przed	C-MYO po
RMS EMG przed	kor.	0,25	0,10	0,21	0,06	0,01	-0,04	-0,08	-0,01	-0,08	-0,12
	p	NS⊗	NS⌘	NS⊗	NS⌘	NS⊗	NS⌘	NS⊗	NS⊗	NS⊗	NS⊗
RMS EMG po	kor.	0,22	0,19	0,19	0,21	0,10	0,19	-0,14	-0,18	-0,15	-0,19
	p	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘
MdF EMG przed	kor.	0,19	0,16	0,28	0,23	0,03	-0,22	-0,31	-0,16	-0,34	-0,17
	p	NS⊗	NS⌘	NS⊗	NS⌘	NS⊗	NS⌘	NS⊗	NS⊗	0,04⌘	NS⊗
MdF EMG po	kor.	0,22	0,16	0,28	0,18	0,17	0,08	-0,25	-0,15	-0,24	-0,15
	p	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘

GC - mięsień brzuchaty łydki - głowa boczna, przed/po - parametr zarejestrowany przed lub po interwencji mobilizacji powięzi podudzia, kor. - wartość korelacji Pearsona lub współczynnika korelacji Spearmana, p - wartości współczynnika istotności statystycznej korelacji lub NS - oznaczenie braku istotności statystycznej, ⌘ - współczynnik korelacji Spearmana, ⊗ - korelacja Pearsona, 30% MVC - parametr zarejestrowany w skurczu submaksymalnym, Spoczynek - parametr zarejestrowany w warunkach spoczynku mięśnia, RMS EMG - RMS amplitudy sygnału elektromiograficznego, MdF EMG - mediana częstotliwości sygnału elektromiograficznego, F-MYO - miometryczna częstotliwość, S -MYO - miometryczna sztywność, D-MYO - miometryczna elastyczność, R-MYO - miometryczny czas relaksacji, C-MYO - miometryczne pełzanie

Istotne statystycznie wyniki współczynnika korelacji Spearmana wykazano dla zależność pomiędzy parametrów elektromiograficznych z parametrami miometrycznymi zarejestrowanymi podczas submaksymalnego skurczu w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym, na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki (Tabela 3).

Dodatnią, istotną statystycznie ( $p=0,04$ ) wartość współczynnika korelacji wykazano pomiędzy parametrem miometrycznym - częstotliwość F-MYO a medianą częstotliwości sygnału EMG (Mdf EMG) zarejestrowanymi podczas skurczu submaksymalnego w funkcji zginania podszwowego na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki po interwencji mobilizacji powięzi podudzia.



Tabela 3. Współczynniki korelacji Spearmana (⌘) lub wartość korelacji Pearsona (⊗), pomiędzy parametrami miometrycznymi a parametrami elektromiograficznymi zarejestrowanymi podczas skurczu w funkcji zginania podszwowego, na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki, przed i po zastosowanej interwencji TMPP

GC		GC MYO 30% MVC									
GC EMG 30% MVC		F-MYO przed	F-MYO po	S-MYO przed	S-MYO po	D-MYO przed	D-MYO po	R-MYO przed	R-MYO po	C-MYO przed	C-MYO po
RMS EMG przed	kor.	0,28	0,32	0,25	0,29	0,09	0,05	-0,21	-0,30	-0,21	-0,27
	p	NS⊗	NS⊗	NS⊗	NS⊗	NS⊗	NS⌘	NS⌘	NS⊗	NS⌘	NS⌘
RMS EMG po	kor.	0,29	0,34	0,29	0,29	0,05	0,24	-0,29	-0,24	-0,28	-0,26
	p	NS⌘	0,04⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘
MdF EMG przed	kor.	0,11	0,13	0,25	0,27	0,03	0,09	-0,15	-0,23	-0,17	-0,26
	p	NS⊗	NS⊗	NS⊗	NS⊗	NS⊗	NS	NS	NS⊗	NS	NS
MdF EMG po	kor.	0,09	0,14	0,16	0,20	-0,03	0,00	-0,14	-0,12	-0,15	-0,13
	p	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘

GC - mięsień brzuchaty łydki-głowa boczna, przed/po - parametr zarejestrowany przed lub po interwencji mobilizacji powięzi podudzia, kor. - wartość korelacji Pearsona lub współczynnika korelacji Spearmana, p - wartości współczynnika istotności statystycznej korelacji lub NS - oznaczenie braku istotności statystycznej, ⌘ - współczynnik korelacji Spearmana, ⊗ - korelacja Pearsona, 30% MVC - parametr zarejestrowany w skurczu submaksymalnym, RMS EMG - RMS amplitudy sygnału elektromiograficznego, MdF EMG - mediana częstotliwości sygnału elektromiograficznego, F-MYO - miometryczna częstotliwość, S-MYO - miometryczna sztywność, D-MYO - miometryczna elastyczność, R-MYO - miometryczny czas relaksacji, C-MYO - miometryczne pełzanie

## **V 5.2 Korelacje parametrów miometrycznych z parametrami elektrofizjologicznymi głowy długiej mięśnia dwugłowego uda w spoczynku oraz podczas skurczu izometrycznego submaksymalnego w funkcji zginania w stawie kolanowym**

Analiza korelacji parametrów miometrycznych w submaksymalnym izometrycznym skurczu w funkcji zginania w stawie kolanowym z parametrami elektrofizjologicznymi zarejestrowanymi w spoczynku na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda przedstawiono w Tabeli 4. Wykazano istotny statystycznie wynik współczynnika korelacji Spearmana dla zależności parametrów zarejestrowanych na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda: miometrycznej częstotliwości F-MYO zarejestrowanej po interwencji mobilizacji powięzi podudzia z amplitudą sygnału EMG (RMS EMG) zarejestrowaną zarówno przed ( $p=0,04$ ) jak i po ( $p=0,02$ ) interwencji mobilizacji powięzi podudzia.

Tabela 4. Współczynniki korelacji Spearmana (⌘) lub wartość korelacji Pearsona (⊗), pomiędzy parametrami miometrycznymi zarejestrowanymi w spoczynku a parametrami elektromiograficznymi zarejestrowanymi podczas skurczu w funkcji zgnania w stawie kolanowym, na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda przed i po interwencji zastosowanej

BF		BF MYO spoczynek									
BF EMG 30% MVC		F-MYO przed	F-MYO po	S-MYO przed	S-MYO po	D-MYO przed	D-MYO po	R-MYO przed	R-MYO po	C-MYO przed	C-MYO po
RMS EMG przed	kor.	0,23	0,33	0,18	0,22	0,00	0,00	-0,14	-0,22	-0,13	-0,21
	p	NS⌘	0,04⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘
RMS EMG po	kor.	0,24	0,37	0,18	0,26	0,06	0,06	-0,09	-0,26	-0,14	-0,25
	p	NS⌘	0,02⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS ⊗	NS⌘	NS⌘	NS⌘
MdF EMG przed	kor.	0,09	0,14	0,00	0,09	0,07	0,07	0,04	-0,10	-0,11	-0,11
	p	NS⊗	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS ⊗	NS⌘	NS	NS
MdF EMG po	kor.	0,06	0,07	-0,03	-0,01	0,13	0,13	0,02	0,04	0,03	0,02
	p	NS⊗	NS⌘	NS⊗	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘

BF - mięsień dwugłowy uda - głowa długa, przed/po - parametr zarejestrowany przed lub po interwencji mobilizacji powięzi podudzia, kor. - wartość korelacji Pearsona lub współczynnika korelacji Spearmana, p - wartości współczynnika istotności statystycznej korelacji lub NS - oznaczenie braku istotności statystycznej, ⌘ - współczynniki korelacji Spearmana ⊗ - korelacja Pearsona, 30% MVC - parametr zarejestrowany w skurczu submaksymalnym, Spoczynek - parametr zarejestrowany w warunkach spoczynku mięśnia, RMS EMG - RMS amplitudy sygnału elektromiograficznego, MdF EMG - mediana częstotliwości sygnału elektromiograficznego, F-MYO - miometryczna częstotliwość, S-MYO - miometryczna sztywność, D-MYO - miometryczna elastyczność, R-MYO - miometryczny czas relaksacji, C-MYO - miometryczne pełzanie

Podczas analizy korelacji parametrów miometrycznych z parametrami elektrofizjologicznymi zarejestrowanymi w submaksymalnym skurczu na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda (Tabela 5) nie wykazano istotnej statystycznej wartości współczynnika korelacji Spearmana oraz wartości korelacji Pearsona w żadnej z badanych zależności obu typów parametrów zarejestrowanych w funkcji zginania w stawie kolanowym.

Tabela 5. Współczynniki korelacji Spearmana (⌘) lub wartość korelacji Pearsona (⊗) pomiędzy parametrami miometrycznymi a parametrami elektromiograficznymi zarejestrowanymi podczas skurczu w funkcji zginania w stawie kolanowym na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda

BF		BF MYO 30% MVC									
BF EMG 30% MVC		F-MYO przed	F-MYO po	S-MYO przed	S-MYO po	D-MYO przed	D-MYO po	R-MYO przed	R-MYO po	C-MYO przed	C-MYO po
RMS EMG przed	kor.	0,24	0,18	0,24	0,18	0,20	0,25	-0,24	-0,19	-0,25	-0,18
	p	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘
RMS EMG po	kor.	0,27	0,19	0,29	0,20	0,16	0,17	-0,28	-0,20	-0,29	-0,17
	p=	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⌘
MdF EMG przed	kor.	0,18	0,14	0,26	-0,13	0,01	-0,16	-0,17	-0,13	-0,17	0,04
	p	NS⌘	NS⌘	NS⊗	NS⊗	NS⌘	NS⊗	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⊗
MdF EMG po	kor.	0,15	0,14	0,12	0,07	0,19	-0,10	-0,13	-0,25	-0,14	-0,23
	p	NS⌘	NS⌘	NS⊗	NS⊗	NS⌘	NS⊗	NS⌘	NS⌘	NS⌘	NS⊗

BF - mięsień dwugłowy uda - głowa długa, przed/po - parametr zarejestrowany przed lub po interwencji TMPP, kor. - wartość korelacji Pearsona lub współczynnika korelacji Spearmana, p - wartości współczynnika istotności statystycznej korelacji lub NS - oznaczenie braku istotności statystycznej, ⌘ - współczynnik korelacji Spearmana, ⊗ - korelacja Pearsona, 30% MVC - parametr zarejestrowany w skurczu submaksymalnym, RMS EMG - RMS amplitudy sygnału elektromiograficznego, MdF EMG - mediana częstotliwości sygnału elektromiograficznego, F-MYO - miometryczna częstotliwość, S-MYO - miometryczna sztywność, D-MYO - miometryczna elastyczność, R-MYO - miometryczny czas relaksacji, C-MYO - miometryczne pełzanie

## VI DYSKUSJA

Celem niniejszej pracy była ocena wpływu jednorazowego zastosowania techniki mobilizacji powięzi podudzia na właściwości bioelektryczne i mechaniczne mięśnia trójgłowego łydki i dwugłowego uda, odpowiednio w funkcji zginania podszwowego stopy oraz zginania w stawie kolanowym u młodych, zdrowych osób. Dodatkowo, w celu głębszego zrozumienia mechanizmów będących podstawą badanego wpływu zastosowanej techniki, dokonano analiz zależności pomiędzy wielkością i charakterem zmian parametrów o podłożu biomechanicznym i bioelektrycznym.

Analiza uzyskanych wyników przeprowadzonego eksperymentu, polegającego na zastosowaniu jednorazowej interwencji mobilizacją powięzi podudzia, nie wykazała zmian w rozkładzie widm map funkcjonalnych stref inervacji mięśni brzuchatego łydki podczas zginania podszwowego oraz dwugłowego uda podczas zginania w stawie kolanowym.

Na skutek zastosowanej interwencji mobilizacji powięzi podudzia doszło do wzrostu amplitudy sygnału EMG głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki w trakcie funkcji zginania podszwowego stawu skokowego. Jednocześnie nie wykazano istotnego wpływu na amplitudę sygnału EMG zarejestrowanego na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda w funkcji zginania stawu kolanowego, w trakcie submaksymalnego skurczu izometrycznego. Zastosowana interwencja mobilizacji powięzi podudzia nie wpłynęła na medianę częstotliwości sygnału EMG zarówno bocznej głowy mięśnia brzuchatego łydki w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym, jak i głowy długiej mięśnia dwugłowego uda w funkcji zginania w stawie kolanowym.

W trakcie opisywanego w niniejszej pracy eksperymentu badano również wpływ jednorazowego zastosowania interwencji mobilizacyjnej powięzi podudzia na właściwości mechaniczne badanych mięśni brzuchatego łydki oraz dwugłowego uda. Zastosowana interwencja mobilizacji powięzi podudzia wywołała wzrost tonusu spoczynkowego głowy długiej mięśnia dwugłowego uda, wyrażonego częstotliwością miometryczną. Po zastosowanej interwencji w warunkach spoczynku doszło również do wzrostu sztywności mięśniowej głowy długiej mięśnia dwugłowego uda, jak i mechanicznego czasu relaksacji

tkanki po odkształceniu, będącego miarą właściwości wiskoelastycznych. Nie zanotowano jednak istotnej zmiany parametrów miometrycznych w spoczynku mięśnia brzuchatego łydki na skutek interwencji mobilizacji powięzi podudzia.

Jednorazowe zastosowanie interwencji mobilizacji powięzi podudzia nie miało wpływu na parametry miometryczne (tonus mięśniowy, sztywność, elastyczność, czas relaksacji po odkształceniu oraz pełzanie) badane w trakcie submaksymalnego skurczu wykonywanego w obu badanych funkcjach zginania podszwowego w stawie skokowym i zginania w stawie kolanowym w obu badanych mięśniach: brzuchatym łydki i dwugłowym uda.

## **VI 1. Wpływ zastosowania techniki mobilizacji powięzi na właściwości bioelektryczne mięśni szkieletowych**

### **VI 1.1 Wpływ zastosowania techniki mobilizacji powięzi podudzia na zmianę rozkładu strefy inerwacji głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki i głowy długiej mięśnia dwugłowego uda**

Wyniki badań wykazały, że funkcjonalna strefa inerwacji głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki znajduje się na poziomie kolumny 7 i 3 macierzy elektrod HdEMG. W odniesieniu do położenia macierzy elektrod na mięśniu brzuchatym łydki jest to dalsza 1/2 mięśnia brzuchatego łydki. Wyniki te są zbliżone do prezentowanych w badaniach populacyjnych publikowanych w atlasie stref unerwienia przez Barbero i wsp (2012), w których IZ badana była podczas funkcji zginania podszwowego przy kącie w stawie skokowym 90° oraz pełnym wyproście stawu kolanowego. Warunki przeprowadzania badań Barbero i wsp. (2012) pod względem kątów w stawach skokowym i kolanowym były takie same jak warunki badań prezentowanych w niniejszej pracy. Wynik położenia IZ uzyskany w prezentowanej pracy odpowiada 1 i 2 kwartyłowi danych o częstotliwości

populacyjnego występowania IZ dla mięśnia brzuchatego łydki, jaki uzyskał zespół Barbero i wsp. (2012).

Analizy map IZ HdEMG głowy długiej mięśnia dwugłowego uda wskazują na położenie strefy inervacji na poziomie kolumn 7 i 8 oraz na poziomie kolumny 3. Stanowi to 1/3 długości mięśnia dwugłowego uda. W odniesieniu do badań Barbero i wsp. (2012) uzyskany wynik zawiera się w 2 i 3 kwartylu danych o częstotliwości populacyjnego występowania IZ dla mięśnia dwugłowego uda. Jednak wyniki uzyskane przez Barbero i wsp. (2012) zebrane były przy kącie  $45^\circ$  zginania w stawie kolanowym, a w prezentowanym eksperymencie badanie przeprowadzane było przy kącie  $0^\circ$  w stawie kolanowym (pełny wyprost, bez przeprostu).

Analizy map IZ HdEMG nie wykazały istotnej statystycznie zmiany położenia (aktywnych) stref inervacji głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki podczas funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym, ani głowy długiej mięśnia dwugłowego uda podczas funkcji zginania w stawie kolanowym. Powyższy parametr świadczy o braku istotnego przesunięcia źródła rozchodzenia się potencjału czynnościowego zarejestrowanego przed i po interwencji mobilizacyjnej powięzi podudzia na obu badanych mięśniach w obu badanych funkcjach. Oznacza to, że jednorazowa interwencja TMPP zaaplikowana na powięź głęboką podudzia (wykonana na grzbietowej powierzchni podudzia w miejscu przejścia brzusca w ścięgno mięśnia płaszczkowatego łydki) nie zmienia obszaru wykrywanego źródła aktywacji rozchodzącego się potencjału czynnościowego rejestrowanego w submaksymalnym skurczu. Nishihara i wsp. (2013) odnotował przesunięcie strefy inervacji podczas skurczu izometrycznego submaksymalnego mięśnia dwugłowego ramienia na poziomie 10% MVC na skutek znaczącej zmiany długości mięśnia przy zmianie kąta w stawie z  $45^\circ$  do  $135^\circ$ . Wartości przesunięcia IZ uzyskane dla zmiany kąta pomiędzy  $45^\circ$  a  $90^\circ$  wynosiły 3,9 mm, natomiast pomiędzy  $90^\circ$  a  $135^\circ$  zgięcia stawu łokciowego przesunięcie wyniosło 16 mm (Nishihara i wsp., 2013). Autorzy ci stosowali macierze HdEMG o rozstawie elektrod 5 mm. Nishihara i wsp. (2013) wykazują zatem, że przy bardziej rozciągniętym mięśniu dwugłowym ramienia występuje większa zmiana IZ niż przy skróconej jego długości.

Badania Piitulainen i wsp. (2009) wykonywane na mięśniu dwugłowym ramienia wykazują również przemieszczenie się IZ na skutek zmiany siły skurczu izometrycznego (bez zmiany kąta w stawie). Piitulainen i wsp. (2009) zastosowali w badaniach aparaturę pomiarową HdEMG tej samej firmy, co zastosowana w niniejszej pracy, zestawionej z macierzą o mniejszej całkowitej liczbie elektrod, jednak o takim samym, jak stosowany w przedstawianym eksperymencie, rozstawie elektrod, wynoszącym 8 mm. Zespół ten zanotował średnie przesunięcie IZ o 10 mm, przy zmianie poziomu skurczu izometrycznego od 10% MVC do 100% MVC. Autorzy (Piitulainen i wsp., 2009) tłumaczą przesunięcie IZ wraz ze wzrostem siły skurczu izometrycznego zmianami długości włókien mięśniowych oraz wydłużeniem się ścięgna końcowego badanego mięśnia wskutek wzrostu napięcia. Zespół Ye X i wsp. (2015) badał przesunięcie IZ na skutek 12 sesji 100s stretchingu mięśnia dwugłowego ramienia za pomocą wielokanałowego EMG z rozstawem elektrod 2,5 mm, notując 4,5 mm średniego przesunięcia IZ do proksymalnego przyczepu badanego mięśnia. Ye X i wsp. (2015) interpretują uzyskane przez siebie wyniki jako wynik uelastycznienia komponentu łącznotkankowego brzośca mięśniowego (jednostki ścięgnistej). Zmienność położenia funkcjonalnej IZ w przytoczonych badaniach (Nishihara i wsp., 2013; Piitulainen i wsp., 2009; Ye X i wsp., 2015) interpretowana jest przez ich autorów najczęściej jako wynik zmian w łącznotkankowym wiskoelastycznym komponencie mięśniowym oraz zmian długości włókien mięśniowych. Wyniki badań prezentowanych w niniejszej pracy sugerują, że bodziec mechaniczny, jaki wywołuje TMPP, nie jest na tyle silny, aby wpłynąć na mechanizmy zmieniające wewnątrzmięśniowe zależności mechaniczne komponentu powięziowego, powodując istotną zmianę lokalizacji aktywnej IZ HdEMG zarówno w mięśniu brzuchatym łydki, jak i mięśniu dwugłowym uda. Jednocześnie porównanie rozstawów elektrod stosowanych przez cytowanych autorów prac (Nishihara i wsp., 2013 - rozstaw elektrod 5 mm, Piitulainen i wsp., 2009 - rozstaw elektrod 8 mm, Ye X i wsp., 2015 - rozstaw elektrod 2,5 mm) wraz z faktem, że najniższa raportowana wartość przesunięcia IZ wynosiła 3,9 mm (Nishihara i wsp., 2013), sugeruje dolną granicę rozdzielczości przestrzennej HdEMG na poziomie około 5 mm. Nie znaleziono doniesienia



notującego przesunięcie funkcjonalnej strefy inercji mniejsze niż 4 mm, niezależnie od zastosowania mniejszego dystansu elektrod na stosowanej macierzy. Oznacza to, że jeśli TMPP spowodował zmiany położenia lub rozkładu IZ o wartości mniejszej niż 5 mm, zmiany te nie zostały zarejestrowane przez zastosowaną metodę pomiarową.

### **VI 1.2 Wpływ zastosowania techniki mobilizacji powięzi podudzia na czynność bioelektryczną mięśnia brzuchatego łydki podczas zginania podszwowego**

W eksperymencie, którego wyniki opisywane są w niniejszej pracy, zaobserwowano istotny statystycznie wzrost amplitudy sygnału EMG głowy długiej mięśnia brzuchatego łydki w submaksymalnym skurczu w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym po interwencji mobilizacji powięzi podudzia. Uzyskany wynik oznacza, że na skutek interwencji TMPP mogło dojść do zmiany komendy motorycznej aktywacji jednostek motorycznych badanego mięśnia brzuchatego łydki generowanej przez ośrodkowy układ nerwowy (OUN). Zmiana strategii aktywacji jednostek motorycznych S prawdopodobnie nastąpiła na drodze zmian mechanicznych w przesuwalności warstw powięziowych układu mięśnia brzuchatego łydki i mięśnia płaszczkowatego.

W niniejszej pracy pomiarów dokonywano w warunkach izometrycznego skurczu submaksymalnego na poziomie 30% MVC, a kontrola poziomu momentu siły mięśniowej, na którym utrzymywany był skurcz, odbywała się przez wzrokowe sprzężenie zwrotne. Warunki eksperymentu (30% MVC) ograniczały wpływ zmęczenia mięśniowego oraz rekrutację jednostek motorycznych szybkich, męczących się (o dużych współczynnikach unerwienia i większych przekrojach włókien mięśniowych wchodzących w ich skład, z ang. fast fatigable, FF). Podczas utrzymywanego skurczu na poziomie 30% MVC siła skurczu mięśni szkieletowych może być regulowana za pomocą dwóch mechanizmów kontrolowanych przez ośrodkowy układ nerwowy: rekrutację/derekrutację jednostek ruchowych wolnych i szybkich odpornych na zmęczenie (z ang. slow {S}/ fast resistant

{FR}) oraz zmianę częstotliwości wyładowań motoneuronów czynnych jednostek ruchowych (De Luca i Erim, 1994; Clamann H, 1993; Petajan J, 1991).

Głównym rezultatem niniejszych badań jest zaobserwowany wzrost amplitudy sygnału EMG mięśnia brzuchatego łydki wskutek zastosowanej jednorazowo TMPP. Za wzrost amplitudy EMG może odpowiadać rekrutacja większej liczby jednostek ruchowych, wzrost częstotliwości pobudzeń wyładowań motoneuronów jednostek ruchowych oraz wzrost synchronizacji aktywnych jednostek ruchowych. Zmiany te następują na skutek sterowania siłą skurczu dowolnego poprzez OUN. Działanie bodźcem fizycznym podczas stosowania TMPP, mogło wywołać zmiany komendy motorycznej, która została dopasowana do zmienionych pod względem biomechanicznym warunków pracy mięśnia. Ponadto, wydaje się, że na zmianę komendy motorycznej (której wyrazem jest wzrost amplitudy EMG) mogła wpłynąć również modulacja informacji aferentnych z receptorów. Modulacja wpływów zwłaszcza z wrzecion nerwowo-mięśniowych oraz nocyceptywnych wolnych zakończeń nerwowych (Stecco i wsp., 2010) na pule motoneuronów w rdzeniu kręgowym oraz poprzez mechanizm sprzężenia zwrotnego również na zmianę komendy motorycznej w korze ruchowej mózgu. Takie krótkoterminowe zjawisko zaobserwowali Kalc i wsp. (2021) w badaniu interwencji techniką terapeutyczną flossing (wpływającą na poprawę ślizgu warstw powięziowych) aplikowaną na podudzie, notując spadek amplitudy fali H mięśnia płaszczkowatego w odruchu-H bezpośrednio po interwencji oraz powrót do stanu sprzed interwencji po 10 minutach od zastosowanej interwencji. Kalc i wsp. (2021) nie zanotowali istotnych różnic MVC, przed i po interwencji flossingiem podudzia. Wzrost amplitudy sygnału EMG głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki po zastosowaniu TMPP prawdopodobnie jest efektem zmian o podłożu biomechanicznym i może wynikać ze zmiany rozkładu i przenoszenia sił (wskutek zmiany stopnia adhezji) w układzie: rozciągnię mięśnia brzuchatego łydki - brzusiec i ścięgnę mięśnia płaszczkowatego łydki. Należy zauważyć, że do wzrostu amplitudy sygnału EMG mięśnia brzuchatego łydki po interwencji mobilizacyjnej doszło przy jednoczesnym braku zmian poziomu rozwijanego momentu siły, przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia. Wynika to ze współdziałania

mięśni synergistycznych w generowaniu momentu siły mierzonego w funkcji zginania podszwowego. Głównym synergistą mięśnia brzuchatego łydki jest mięsień płaszczkowaty, o większym przekroju fizjologicznym i udziale włókien typu I, co w zestawieniu z warunkami przeprowadzania eksperymentu w submaksymalnym skurczu (30% MVC) może tłumaczyć brak zmiany generowanego momentu siły.

Zmiana warunków biomechanicznych generowania i przenoszenia sił, zdolności do kumulowania energii potencjalnej sprężystości pomiędzy strukturami łącznotkankowymi kompleksu mięśniowo-powięziowego mięśnia trójgłowego łydki po zastosowaniu techniki mobilizacyjnej powięzi podudzia mogła wynikać ze zmiany przesuwalności rozciągniętego mięśnia brzuchatego względem leżącej bardziej brzusnie (pod nim) struktury mięśnia płaszczkowatego łydki. Cechą charakterystyczną mięśnia brzuchatego łydki jest zakończenie brzuśców głowy bocznej i przysrodkowej znacząco dalej od przyczepu końcowego, niż w przypadku mięśnia płaszczkowatego. Łącznotkankowe struktury powięziowe tworzą pogranicze ścięgnisto-mięśniowe w formie płaskiego łącznotkankowego tworów, zbiegających się w jedno wspólne rozciągnięcie poniżej brzuśców obu głów mięśnia brzuchatego łydki. Rozciągnięcie mięśnia brzuchatego łydki biegnie powierzchownie, grzbietowo w stosunku do mięśnia płaszczkowatego, leżąc na jego powierzchni. Rozciągnięcie mięśnia brzuchatego łydki oraz ścięgno mięśnia płaszczkowatego łączą się w jedną strukturę w obszarze ścięgna Achillesa (O'Brien, 2005), zatem rozciągnięcie mięśnia brzuchatego łydki przez około 50% długości kompleksu trójgłowego łydki przebiega, leżąc na mięśniu płaszczkowatym i jego ścięgnię (O'Brien, 2005). Struktury powięziowe połączone są ze sobą luźną łącznotkankową macierzą międzykomórkową, umożliwiającą ślizgową przesuwalność warstw względem siebie (Stecco i wsp., 2008). Właściwości mechaniczne macierzy międzykomórkowej zależne są od czynników fizykochemicznych takich jak: uwodnienie, temperatura, mechaniczne zmiany rozkładu sił i zmiany biochemiczne (Fraser i wsp., 1997; Stecco i wsp., 2011). Budowa rozciągniętego mięśnia brzuchatego łydki oraz właściwości biomechaniczne jak i fizykochemiczne struktur łącznotkankowych uzasadniać mogą wpływ stopnia adhezji rozciągniętego mięśnia brzuchatego łydki oraz ścięgna i brzuśca mięśnia płaszczkowatego łydki na przenoszenie

sił z mięśnia płaszczkowatego na struktury powięziowe mięśnia brzuchatego łydki. Pozwala to na powiązanie zastosowanej interwencji mobilizacyjnej powięzi podudzia ze zmianą przesuwalności rozciągnięta mięśnia brzuchatego łydki, a przez to wpływ na zmianę właściwości mechanicznych przenoszenia siły generowanej przez kompleks mięśnia trójgłowego łydki na ścięgno piętowe.

Wzrost przesuwalności rozciągnięta prawdopodobnie spowodował zmianę rozkładu sił mikrostruktury warstw powięzi mięśnia brzuchatego łydki (Herzog i wsp., 2012) na skutek zmniejszenia sił adhezji, a przez to przenoszenia sił z brzośca przez namięsną mięśnia płaszczkowatego łydki na zewnątrzmięśniowe struktury powięziowe (namięsną) i dalej wewnątrzmięśniowe mięśnia brzuchatego łydki (Maas i Sandercock, 2010). Skład kolagenowy i przebieg włókien mikrostruktury śródmięśnej oraz jej połączenia z błoną podstawną miofibryli (kompleksy włókien kolagenowych prostopadłe do osi włókna mięśniowego) ma znaczenie w sposobie transmisji siły z miofibryli na ścięgna końcowe a mniej rozciągliwa omięśna z dużą ilością miofibroblastów w swojej strukturze wpływa na warunki pracy śródmięśnej i rozkład wewnątrzmięśniowych w trakcie skurczu (Turrina i wsp., 2013). Badacze funkcji jednostek motorycznych oraz biomechaniki mikrostruktury włókien mięśniowych (Moritz i wsp., 2005; Rakoczy i wsp., 2020) sugerują znaczący wzajemny wpływ sąsiadujących ze sobą włókien mięśniowych przez poprzeczne (w stosunku do osi miofibryli) połączenia pomiędzy sąsiadującymi włóknami mięśniowymi na poziomie błony podstawnej i śródmięśnej na mechanizm przenoszenia siły na struktury powięziowe śródmięśniowe i dalej na ścięgno końcowe. Zmiana rozkładu sił w mikrostrukturze powięziowo-mięśniowej na skutek zmiany przesuwalności warstw powięziowych względem siebie, może wymagać optymalizacji komendy motorycznej, która wywołała wzrost amplitudy sygnału EMG. Może to oznaczać, że zmiana w mikrostrukturze powięziowej mięśnia brzuchatego łydki wywołana interwencją TMPP została uwzględniona w sterowaniu poprzez OUN siłą skurczu poprzez dostosowanie strategii aktywacji jednostek motorycznych mięśnia brzuchatego łydki, czego wyrazem jest zanotowany wzrost amplitudy EMG po interwencji mobilizacyjnej powięzi podudzia.

W dokonanym przeze mnie przeglądzie literatury nie ma wyników badań wpływu zastosowania jednorazowego zbliżonej do zastosowanej w niniejszej pracy technik terapii manualnej na właściwości bioelektryczne mięśni oceniane w submaksymalnym skurczu izometrycznym. Badania Roberts (2011) nad wpływem siły ucisku podczas masażu na amplitudę spoczynkowej czynności elektromiograficznej, wykazały wzrost spoczynkowej amplitudy EMG po zastosowaniu masażu o dwóch różnych poziomach ucisku, zanotowany bezpośrednio po zastosowanej interwencji. Wzrost amplitudy spoczynkowego sygnału EMG był wyższy po stymulacji silniejszym uciskiem. Roberts (2011) wykonywał masaż na mięśniu brzuchatym łydki oraz dokonywał rejestracji sygnału EMG również z mięśnia brzuchatego łydki. Roberts (2011) sugeruje, że jest to wynikiem wzmocnienia rdzeniowego odruchu bólowego. Wyniki Roberts (2011) były badaniem elektromiograficznej czynności spoczynkowej mięśnia po masażu, jednak rezultat ten sugeruje odruchowy wpływ rdzenia wzmagający pobudliwość motoneuronów na drodze odruchu nocyceptywnego. Może to mieć wpływ na czynność odruchową motoneuronów w trakcie submaksymalnego skurczu mięśniowego. Inni badacze, Arguisuelas i wsp. (2019), zbadali wpływ techniki rozluźniania mięśniowo-powięziowego na spoczynkową czynność elektromiograficzną mięśni prostowników grzbietu przed i po zastosowaniu interwencji, wykorzystując fakt istnienia zjawiska “ciszy” mioelektrycznej na końcu zakresu zgięcia kręgosłupa u osób zdrowych, wynikający z zakończenia ekscentrycznej kontroli zginania tułowia i pełnego napięcia aparatu więzadłowego kręgosłupa. U osób z zespołem bólowym kręgosłupa zjawisko to nie występuje i obserwowana jest podwyższona aktywność mioelektryczna mięśni prostowników grzbietu na końcu zakresu zgięcia kręgosłupa. Arguisuelas i wsp. (2019) porównywali stosunek czynności elektromiograficznej (RMS amplitudy) mięśni prostowników grzbietu w trakcie zginania do amplitudy na końcu zakresu zgięcia kręgosłupa przed i po interwencji mięśniowo-powięziowego rozluźniania mięśni prostowników grzbietu. Badacze zanotowali spadek stosunku wartości amplitudy EMG w trakcie zginania do amplitudy na końcu zakresu zgięcia kręgosłupa po zastosowanej interwencji. Taka metodologia badania pozwala zaobserwować zmianę wynikającą ze spadku (normalizacji) aktywności

elektrofizjologicznej mięśni prostowników grzbietu na końcu zakresu ruchomości zgięciowej kręgosłupa u uczestników badania z aktywnym zespołem bólowym kręgosłupa lędźwiowego. Pozwala jednak zaobserwować efekt obniżania patologicznie podwyższonych wartości amplitudy EMG na skutek działania techniki powięziowej terapii manualnej. Mimo iż wynik Arguisuelas i wsp. (2019) jest odmienny od uzyskanego w niniejszej pracy, należy podkreślić, że dotyczył mięśni o wzorcu aktywności elektromiograficznej patologicznie zmienionym na skutek aktywnego zespołu bólowego. Różnice w otrzymanych wynikach (Arguisuelas i wsp., 2019) sugerują znaczący wpływ typu interwencji manualnej, jaka zostanie wykonana, na odpowiedź elektrofizjologiczną mięśni szkieletowych.

Analiza wyników badań opisywanych w niniejszej pracy wykazała brak zmiany mediany częstotliwości widma sygnału elektromiograficznego (Mdf EMG) zarejestrowanego z mięśnia brzuchatego łydki w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym. Brak różnic Mdf EMG w danych zebranych przed i bezpośrednio po interwencji TMPP wskazywać może na nieistotny wpływ zastosowanej interwencji mobilizacyjnej powięzi podudzia na stopień synchronizacji aktywności jednostek motorycznych, częstotliwość wyładowań motoneuronów aktywnych jednostek motorycznych, kształt i czas potencjałów aktywnych jednostek oraz stabilność rekrutacji jednostek motorycznych w badanym mięśniu brzuchatym łydki podczas wybranego do badania zadania motorycznego. Omawiany parametr Mdf EMG powinien być rozpatrywany w odniesieniu do zadania motorycznego, jakie było źródłem analizowanego sygnału EMG. Rejestracji omawianych w niniejszej pracy parametrów dokonywano podczas dziesięciosekundowego submaksymalnego skurczu izometrycznego na poziomie 30% MVC w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym.

Mdf EMG jest parametrem, którego zmiany powiązane są najsilniej ze zmianą prędkości przewodzenia włókien mięśniowych. Wzrost wartości Mdf EMG w interferencyjnym sygnale EMG wynikać może z rekrutowania szybszych jednostek motorycznych o wyższej prędkości przewodzenia włókna mięśniowego. Spadek wartości parametru Mdf EMG powiązany jest najczęściej z derekrutacją szybkich jednostek

motorycznych, lub ze spadkiem częstotliwości przewodzenia w wyniku zmęczenia (Kallenberg, Hermens, 2008; Merletti i wsp., 1990; Ortega-Auriol, 2018). Ponieważ pomiarów w opisywanym badaniu dokonywano w warunkach krótkotrwałego submaksymalnego skurczu izometrycznego, brak różnic wartości MdF EMG przed i po interwencji mobilizacyjnej powięzi podudzia interpretować można jako wyraz braku wpływu interwencji TMPP na zmianę parametru mówiącego pośrednio o szybkości przewodnictwa aktywnych włókien mięśniowych, co odpowiada fizjologicznemu zachowaniu się mechanizmów kontroli krótkotrwałego submaksymalnego izometrycznego skurczu mięśniowego mięśni szkieletowych. Uzyskany wynik należy zestawić z brakiem zmiany lub zmiany szerokości IZ na mapach HdEMG wykazanych w analizie histogramów częstości wystąpienia barw na mapach IZ HdEMG. Zmiana szybkości przewodnictwa włókien mięśniowych wynika w dużej części z rekrutacji i derekrutacji jednostek motorycznych różnych typów, co wpływa na szerokość funkcjonalnej strefy inervacji (Ye X i wsp.2015b). Wynika to z różnej architektury różnych typów jednostek motorycznych. Odnosząc wyniki badań do prezentowanego w niniejszej pracy eksperymentu, należy zauważyć, że brak wpływu TMPP na zmianę IZ HdEMG oraz MdF jest wynikiem spójnym interpretacyjnie.

### **VI 1.3. Wpływ zastosowania techniki mobilizacji powięzi na czynność bioelektryczną mięśnia dwugłowego uda podczas zginania w stawie kolanowym**

Analiza właściwości bioelektrycznych głowy długiej mięśnia dwugłowego uda podczas funkcji zginania w stawie kolanowym nie wykazała istotnej statystycznie różnicy pomiędzy wartościami amplitudy sygnału EMG przed i po interwencji mobilizacyjnej powięzi podudzia. Braku wpływu zastosowanej interwencji mobilizacyjnej na amplitudę sygnału EMG mięśnia dwugłowego uda upatrywać można w odległej lokalizacji mięśnia dwugłowego uda w odniesieniu do miejsca aplikacji TMPP oraz strukturalnej architekturze grupy mięśni zginaczy stawu kolanowego. Mechaniczny komponent wpływu TMPP na tak odległą strukturę, jaką jest mięsień dwugłowy uda, przy jednorazowym zastosowaniu

techniki mobilizacyjnej najprawdopodobniej jest zbyt krótkotrwałym oraz zbyt mało rozległym bodźcem, by zmienić właściwości biomechaniczne w stopniu wymagającym zmiany strategii aktywacji jednostek motorycznych w zadaniu motorycznym, jakim był submaksymalny izometryczny skurcz. Jednocześnie mała siła nacisku i niewielka powierzchnia bezpośredniego mechanicznego oddziaływania podczas wykonania TMPP, nie wywołały wystarczającego nocycyptywnego wpływu na strategię aktywacji jednostek motorycznych, odległych od miejsca aplikacji TMPP mięśni zginaczy kolana w tym mięśnia dwugłowego uda. Nocycyptywne aferentacje (włókna z grupy III i IV) uczestniczące w odruchu zginania (unikania) za pośrednictwem interneuronów hamujących rdzenia kręgowego hamują aktywność motoneuronów mięśni prostowników, a interneurony pobudzające tej pętli odruchowej torująco wpływają na motoneurony do mięśni zginaczy ipsilateralnej (w stosunku do miejsca irytacji) kończyny. Pętla odruchu zginania powinna zatem działać torująco na motoneurony mięśni zginaczy (w tym mięśnia dwugłowego uda) kończyny dolnej na którą aplikowana była TMPP. Jednocześnie mała siła nacisku i niewielka powierzchnia bezpośredniego mechanicznego oddziaływania podczas wykonania TMPP nie wywołały wystarczającego nocycyptywnego wpływu na strategię aktywacji jednostek motorycznych odległych od miejsca aplikacji TMPP mięśni zginaczy kolana, w tym mięśnia dwugłowego uda. Dodatkowo wrzecionowaty mięsień dwugłowy uda posiada wspólną dla głowy długiej i krótkiej proksymalną część brzośca i przyczep, jednak przyczepy dystalne znajdują się na odrębnych strukturach kostnych i posiadają odrębne funkcje biomechaniczne (Tubbs i wsp., 2006). Głowa krótka jest jednostawowym prostownikiem stawu biodrowego, gdy badana głowa długa prócz funkcji prostowania stawu biodrowego wykonuje funkcję zginania w stawie kolanowym. Taka budowa wpływa zarówno na biomechanikę, jak i na odruchową kontrolę napięcia mięśniowego. Wspólna część brzośca w proksymalnej części mięśnia dwugłowego uda może modulować mechanicznie proprioceptywną aferentację przez przenoszenie napięcia z jednej głowy na drugą. Średnia długość głowy długiej mięśnia dwugłowego uda według badań Frederich i Brand (1990) populacyjnie wynosi 274 mm, średnia długość włókien wynosi 72,6 mm i mięsień ten zawiera średnio 55% włókien mięśniowych typu I i 45%



typu II. Taki skład włókien sugeruje podobny udział mięśnia dwugłowego uda w funkcjach tonicznych, jak i fazowych, co może wzmacniać odruchowy komponent wpływu na sterowanie siłą skurczu mięśniowego. Jednocześnie mięsień dwugłowy uda jest jednym z wielu zginaczy stawu kolanowego. Zbliżona funkcja pozostałych synergistycznych mięśni zginaczy stawu kolanowego stwarza biomechaniczne warunki do optymalizacji komendy motorycznej OUN w celu stabilnego utrzymania generowanego poziomu siły zginaczy stawu kolanowego nawet podczas zmian warunków biomechanicznych, w jakich generowany jest moment siły. Może to znacząco zmniejszać wpływ interwencji na na jeden ze zginaczy kolana, jakim jest mięsień dwugłowy uda. Oznacza to, że warunki biomechaniczne i fizjologiczne mogą ograniczać zakres wpływu jednorazowo zastosowanej TMPP na zachowanie się amplitudy EMG mięśnia dwugłowego uda. Wyniki badań Kassolika i wsp. (2009) wykazały wzrost RMS EMG mięśnia naprężacza powięzi szerokiej podczas masażu grupy mięśni strzałkowych w porównaniu do czynności spoczynkowej badanego mięśnia. Wynik ten sugeruje, że zmiany generowane na skutek interwencji manualnej w opracowywanej strukturze mogą wpływać na zmiany RMS EMG w innej strukturze powiązanej powięziowo. Wpływ ten jest jednak widoczny w trakcie wykonywania interwencji oraz został zaobserwowany w spoczynku badanego mięśnia. Kassolik i wsp. (2009) sugerują, że wzrost RMS EMG jest powodowany wpływem mechanicznym aktywności wrzecion mięśniowo-nerwowych w funkcji dostosowywania się spoczynkowego tonusu mięśniowego do zmian rozkładu sił mechanicznych w łącznotkankowym komponencie mięśniowym. W odniesieniu do uzyskanego w niniejszej pracy wyniku sugeruje to zbyt mały poziom wpływu jednorazowo wykonanej TMPP na funkcję powiązanego powięziowo mięśnia dwugłowego uda w warunkach submaksymalnego skurczu izometrycznego. Możliwym jest też rozproszenie się wpływu TMPP na funkcję mięśnia dwugłowego uda w synergistycznych powiązaniach mechanicznych i neurofizjologicznych (wpływu interneuronów rdzeniowych na funkcję motoneuronów mięśni synergistycznych) spowodowanych dostosowaniem komendy motorycznej do warunków mechanicznych przy jednoczesnej optymalizacji funkcjonalnej OUN.

Brak różnic w zachowaniu się wartości MdF EMG głowy długiej mięśnia dwugłowego uda przed i po interwencji mobilizacyjnej powięzi wskazuje na brak wpływu TMPP na szybkość przewodzenia, częstotliwość wyładowań motoneuronów aktywnych jednostek motorycznych, stopień synchronizacji aktywnych jednostek motorycznych, kształt i czas potencjałów aktywnych jednostek oraz stabilność rekrutacji jednostek motorycznych w badanym mięśniu podczas submaksymalnego skurczu w funkcji zginania w stawie kolanowym. Bardzo istotnym czynnikiem wpływającym na takie zachowanie MdF EMG głowy długiej mięśnia dwugłowego uda jest rekrutacja i derekrutacja jednostek motorycznych typu S, zdolnych do długotrwałej pracy, które odpowiadają za utrzymanie siły skurczu na poziomie submaksymalnym 30% MVC. W niniejszych badaniach zanotowano brak zmiany siły między stanem przed i po aplikacji TMPP, co może być związane z dużą liczbą synergistów współuczestniczących w generowaniu siły zginania w stawie kolanowym. Rekrutacja jednostek motorycznych mięśni synergistycznych jest wynikiem wspólnych wpływów z ośrodków nadrdzeniowych oraz z receptorów mięśniowych (Ia), skórnych i stawowych na pule motoneuronów mięśni synergistycznych, co mogło mieć znaczący wpływ na stabilizację procesu rekrutacji i wzorca pobudzeń motoneuronów, pomimo zastosowanej mobilizacji. Zaobserwowany brak wpływu zastosowanej interwencji na wartość MdF EMG, może wynikać również ze zbyt małej siły oddziaływania zastosowanej techniki na zmianę warunków, które wpływają na czynniki determinujące zachowanie się tego parametru. Stabilność procesów sterowania siłą skurczu, których celem jest utrzymanie siły na stałym poziomie, gwarantowane jest przez komendę motoryczną, która odpowiada za skoordynowane działanie mięśni synergistycznych i antagonistycznych, pomimo zmiany warunków wywołanych bodźcem mechanicznym (jaki stanowiła jednorazowa mobilizacja w obrębie grzbietowej powierzchni podudzia w miejscu przejścia brzośca w ścięgno mięśnia płaszczkowatego łydki). W analizowanej przeze mnie literaturze brak jest prac oceniających wpływ technik mobilizacji powięziowo-mięśniowej na wartości MdF sygnału EMG rejestrowanego z mięśnia, na którym nie stosowano bezpośrednio mobilizacji, ale pozostaje w strukturze powiązanej funkcjonalnie.

Uzyskany wzrost amplitudy EMG w funkcji zginania podszwowego zarejestrowany na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki po interwencji TMPP oraz brak istotnej zmiany wartości amplitudy sygnału EMG zarejestrowanych na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda może wynikać z ograniczonego wpływu mechanicznego zastosowanej TMPP. Bliskie położenia mięśnia brzuchatego łydki względem miejsca aplikacji TMPP w stosunku do położenia mięśnia dwugłowego uda może tłumaczyć brak spodziewanej zmiany amplitudy sygnału EMG w mięśniu dwugłowym uda po zastosowaniu TMPP. Wywołany wzrost amplitudy EMG najprawdopodobniej ma swoje źródło w zmianach o podłożu biomechanicznym, których rozległość wpływu jest ograniczona do wpływu na mięsień brzuchaty łydki, należący do kompleksu mięśnia trójgłowego łydki, znajdującego się bezpośrednio w polu działania interwencji TMPP. Jednorazowe zastosowanie, niewielka siła bodźca i mały obszar aplikacji, TMPP nie wpłynęły na warunki mechaniczne na tyle by wygenerowało to zmianę komendy motorycznej w odległym od miejsca aplikacji mięśniu dwugłowym uda podczas submaksymalnego skurczu izometrycznego.

## **VI 2. Wpływ zastosowania techniki mobilizacji powięzi podudzia na właściwości mechaniczne badanych mięśni szkieletowych**

### **VI 2.1 Wpływ zastosowania techniki mobilizacji powięzi podudzia na właściwości mechaniczne mięśnia brzuchatego łydki oceniane w spoczynku**

Analiza statystyczna parametrów miometrycznych (częstotliwości, elastyczności, sztywności, czasu relaksacji oraz płynności) wykazała brak wpływu zastosowanej mobilizacji powięzi podudzia na właściwości mechaniczne głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki w warunkach spoczynku oceniane miometrycznie. Uzyskany wynik może być związany z wpływem zastosowanej TMPP na poprawę ślizgu rozciągniętego mięśnia brzuchatego łydki, względem namięskiej mięśnia płaszczkowatego, bez zmiany

parametrów miometrycznych. Taki rodzaj mechanizmu powodować może zmiana ruchomości warstw zewnątrzmięśniowej powięzi, bez istotnej zmiany warunków mechanicznych wewnątrzmięśniowego komponentu powięziowego. W konsekwencji zsumowane właściwości mechaniczne (wewnątrzmięśniowe i zewnątrzmięśniowe) oceniane miometrycznie w warunkach spoczynku na brzuchu mięśniowym mięśnia brzuchatego łydki nie uległy istotnej zmianie. Maas i Sandercock (2010) opisują dwa rodzaje relacji mechanicznych wpływających na przenoszenie sił pomiędzy strukturami powięziowo-mięśniowymi leżącymi w równoległym lub skośnym kontakcie ze sobą oraz na przyczep kostny. Maas i Sandercock (2010) wyróżniają pomiędzyścięśniowe przenoszenie sił i zewnątrzścięśniowe przenoszenie sił. Pomiędzyścięśniowe występuje wtedy, gdy dwa leżące obok siebie mięśnie przekazują część siły generowanej przez skurcz na omięśnię sąsiadującego mięśnia, który często jest synergistą. Zewnątrzścięśniowe przenoszenie występuje wtedy, gdy część siły generowanej przez mięsień przenoszona jest na inne (niemięśniowe) struktury (rozciągna, przegrody mięśniowe czy okostną) (Maas i Sandercock, 2010). Ten rodzaj mechanizmu przenoszenia sił pomiędzy pracującymi strukturami mięśniowymi i pozostałymi komponentami powięziowo-mięśniowymi jest powodowany prostopadłymi i skośnymi połączeniami kolagenowymi luźnego utkanka tkanki łącznej znajdującej się pomiędzy warstwami powięziowymi oraz wiskoelastycznymi właściwościami substancji międzykomórkowej tkanki łącznej (Stecco i wsp., 2018). Zanotowany brak wpływu TMPP na parametry miometryczne (częstotliwości, elastyczności, sztywności, czasu relaksacji oraz płynności) mierzone w spoczynku, wydają się być wynikiem związanym z warunkami biomechanicznymi i funkcjonalnymi (pomiar w spoczynku) mięśnia brzuchatego łydki w jakich dokonywano pomiaru. Można też przypuszczać, że zastosowana w badaniu opisywanym w niniejszej pracy interwencja mobilizacyjna, poprawiając przesuwalność rozciągna mięśnia brzuchatego łydki względem mięśnia płaszczkowatego, wpłynęła na rozkład sił poprzecznych łączących mechanicznie badany mięsień z innymi strukturami mięśniowo-powięziowymi. Zmiana taka mogła wpłynąć mechanicznie na powiązane i/lub synergistyczne struktury mięśniowo-powięziowe silniej, niż na sam mięsień brzuchaty

łydki, stąd brak istotnej zmiany jego pointerwencyjnych parametrów miometrycznych w spoczynku. Findley i wsp. (2015) wykazują, że siły rozchodzące się promieniście, poprzecznie do głównego wektora siły generowanej przez badany mięsień, stanowią 50% siły przenoszonej wzdłuż głównego wektora działania mięśnia. W analizowanej przez mnie literaturze istnieją doniesienia o wzroście zakresu ruchomości biernej zgięcia grzbietowego stopy po siedmiodniowej interwencji powtarzalną automobilizacją rolowaniem tylnej grupy mięśni podudzia, przy jednoczesnym braku istotnej statystycznie zmiany modułu sprężystości badanego mięśnia mierzonego elastografią ultrasonograficzną w warunkach spoczynku (Nakamura i wsp., 2021). Wynik przytoczonego eksperymentu Nakamura i wsp., 2021 wskazuje, że zmiana funkcjonalna w mięśniu, jaką jest wzrost zakresu ruchomości, któremu towarzyszy bierna zmiana długości mięśnia, nie musi znacząco zmieniać mierzonych zewnątrzmięśniowo oraz nieinwazyjnymi metodami parametrów mechanicznych brzusca mięśniowego. Jednocześnie zarówno miometria jak i elastografia bazują na takim właśnie typie wyliczania parametrów niosących informacje o napięciowych, biomechanicznych oraz wiskoelastycznych właściwościach badanych struktur anatomicznych. Można zatem przypuszczać, że przyczyna braku zmiany parametrów miometrycznych mięśnia brzuchatego łydki mierzonych w spoczynku po zastosowaniu TMPP leży również w czułości pomiarowej miometrii.

## **VI 2.2 Wpływ zastosowania techniki mobilizacji powięzi na właściwości mechaniczne mięśnia dwugłowego uda ocenianych w spoczynku**

Analiza wyników wykazała wzrost trzech z pięciu mierzonych parametrów miometrycznych zarejestrowanych w warunkach spoczynku na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda po interwencji mobilizacyjnej powięzi podudzia (miometrycznej częstotliwości, sztywności oraz czasu relaksacji po odkształceniu). Przyczyny wzrostu parametrów miometrycznych w spoczynku można upatrywać w czynności odruchowej pętli statycznego odruchu na rozciąganie kontrolującej na poziomie czynności odruchowych rdzenia, spoczynkowy tonus mięśniowy. W kontekście uzyskanych

w niniejszej pracy wyników, prawdopodobny wydaje się być wpływ na czynność odruchową pętli statycznego odruchu na rozciąganie mięśnia dwugłowego uda, na drodze dwóch mechanizmów:

- wzrostu pobudliwości interneuronów rdzeniowych na drodze aferencji nocycceptywnych;
- spadku napięcia komponentu powięziowego przeniesionego z podudzia przez ciągłość powięziową na skutek interwencji TMPP i dostosowanie się do tej zmiany odpowiedzi odruchowej z wrzecion nerwowo-mięśniowych.

Za interpretacją, że uzyskany wzrost parametrów wynika ze wzrostu tonusu mięśniowego przemawia fakt, że po zastosowanej interwencji wykazany został wzrost miometrycznej częstotliwości oraz sztywności. Te biomechaniczne parametry wzrastają fizjologicznie podczas wzrostu siły skurczu mięśniowego (Hoffman i wsp., 2021). Jednak wzrost czasu relaksacji tkanki po odkształceniu świadczy o dłuższym utrzymywaniu się odkształcenia, co jest miarą wiskoelastycznej właściwości tkanki. Wzrost miometrycznego czasu relaksacji świadczy o zmianie właściwości włóknisto-sprężystych, na które może mieć wpływ zmiana właściwości półpłynnego komponentu macierzy międzykomórkowej tkanki łącznej (Fede i wsp., 2020; Stecco i wsp., 2018). W analizowanej przeze mnie literaturze badania nad przeniesionym efektem wpływu są rzadkie i często odnoszą się do wpływu zastosowanej techniki manualnej na kontralateralną kończynę (Nakamura i wsp. 2021). Kassolik i wsp. (2009) prócz efektu elektromiograficznego, uzyskali wynik istotnego wzrostu amplitudy mechanomiograficznej rejestrowanej na mięśniu naprężaczu powięzi szerokiej podczas masażu mięśni strzałkowych oraz rejestrowanej na mięśniu naramiennym podczas masażu mięśnia ramiennie-promieniowego. Wynik ten sugeruje możliwość przenoszenia się mechanicznego wpływu generowanego interwencją manualną pomiędzy strukturami powięziowo-mięśniowymi. Taki efekt mógłby wywoływać zmianę w półpłynnym komponencie macierzy międzykomórkowej tkanki łącznej. Zmiana warunków wiskoelastycznych (wyrażona wzrostem miometrycznego czasu relaksacji) może generować zmiany powięziowego komponentu wewnątrzmięśniowego wpływającego na wrzeciona nerwowo-mięśniowe, zmieniając napięcie ich pochewek

łącznotkankowych. Powoduje to spadek napięcia włókien intrafuzalnych, który może być skompensowany na drodze działania pętli gamma. Źródłami eferencji gamma motoneuronów mogą być: wtórne zakończenia (bukietowe - włókna typu II) wrzcion nerwowo mięśniowych, zstępująca impulsacja z OUN (szczególnie układu siatkowatego) oraz receptory skórne. Pobudzenie gamma motoneuronów kompensując spadek napięcia pochewek wrzcion nerwowo mięśniowych wzmacnia eferentne pobudzenie alfa motoneuronów. Zarejestrowany po interwencji wzrost spoczynkowych wartości miometrycznej częstotliwości, sztywności oraz czasu relaksacji po odkształceniu mięśnia BF, może wynikać z kompensacji zmian mechanicznych wygenerowanych interwencją TMPP, jak również pobudzenia receptorów skórnych, będących źródłem aferencji gamma motoneuronów.

### **VI 2.3 Wpływ zastosowania techniki mobilizacji powięzi na właściwości mechaniczne mięśnia brzuchatego łydki oceniane podczas zginania podeszwowego**

Analiza parametrów miometrycznych zarejestrowanych w warunkach submaksymalnego izometrycznego skurczu na poziomie 30% MVC nie wykazała istotnych statystycznie różnic dla żadnego z pięciu parametrów miometrycznych (częstotliwości, elastyczności, sztywności, czasu relaksacji oraz płynności) zarejestrowanych przed i po interwencji mobilizacyjnej powięzi podudzia w funkcji zginania podeszwowego w stawie skokowym. Zatem jednorazowe zastosowanie TMPP nie wpływa na parametry miometryczne rejestrowane podczas skurczu submaksymalnego na poziomie 30% MVC. Przyczyną braku zmian parametrów miometrycznych na skutek zastosowania interwencji może być wzrost sztywności czynnej oraz biernej w trakcie skurczu mięśniowego powodowany zachowaniem elementów elastycznych i kurczliwych w trakcie skurczu, co wiąże się z przenoszeniem siły z kurczących się myofibrilli na elementy sprężyste równoległe i szeregowo mięśnia. Zmiany te nakładają się na zmiany właściwości mechanicznych wywołane interwencją, utrudniając uchwycenie zmian w warunkach skurczu. Hoffman i wsp. (2021), badając różnice sztywności mięśniowej

mierzonej miometrycznie w warunkach skurczu i spoczynku, uzyskali wynik średniego wzrostu sztywności mięśniowej o 95%, porównując sztywność mięśnia brzuchatego łydki w warunkach spoczynku i skurczu (podczas stania jedno nogą). Wyniki badań Hoffman i wsp. (2021) wskazują na wzrost wartości sztywności mięśniowej do poziomu, który utrudnia ocenę zmian parametrów miometrycznych na poziomie niższym od tych przebiegających w trakcie skurczu mięśniowego.

Brak zmian parametrów miometrycznych w warunkach skurczu submaksymalnego mięśnia brzuchatego łydki w wyniku zastosowanej interwencji TMPP może być również wynikiem architektury mięśnia GC. Średnia długość włókien mięśnia GC wynosi 60,5 mm przy średniej długości brzośca mięśnia GC wynoszącej 217,5 mm podczas gdy średni kąt pierzastości mięśnia GC wynosi  $17.5^\circ$  (Frederich i Brand, 1990). Włókna mięśniowe brzośca mięśnia GC, jak i śródmięśniowe struktury powięziowe przechodzą w dystalnym odcinku mięśnia GC w płaskie rozciągnięcie (O'Brien, 2005), wyłącznie od grzbietowej powierzchni (struktura półpierzasta). Oznacza to, że włókna mięśnia GC przyczepiają się na dużej powierzchni płaskiego rozciągnięcia pod kątem ostrym znacząco poniżej  $45^\circ$ , co sprzyja efektywnemu przenoszeniu siły z włókien na rozciągnięcie. Rozciągnięcie zbiega się w płaszczyźnie czołowej, a dopiero w końcowym odcinku przechodzi w strukturę owalnego ścięgna piętowego (O'Brien, 2005). Taka architektura może sprzyjać optymalnemu przenoszeniu siły (rozkład sił wewnątrzmięśniowych) podczas submaksymalnego skurczu izometrycznego oraz sprzyjać stabilności generowania i przenoszenia siły na dźwignię kostną pomimo zmian, które mogły być wywołane interwencją.

Wynik uzyskany w prezentowanym w pracy badaniu jest zbieżny z obserwacjami autorów Albin i wsp. (2019), badających wpływ interwencji manualnej (manipulacji stawu skokowego górnego i dolnego) na zmiany parametrów miometrycznych mierzonych, podobnie jak w badaniu prezentowanym w niniejszej pracy, na mięśniu brzuchatym łydki. Jednak w warunkach submaksymalnego skurczu izometrycznego, wywołanego obciążeniem masą ciała (stanie jedno nogą), nie stwierdzono istotnych różnic w sztywności miometrycznej mięśnia brzuchatego łydki, zarejestrowanej przed i bezpośrednio po



interwencji manualnej. Mimo iż Albin i wsp. (2019) stosowali inną interwencję manualną, uzyskali wynik zbliżony z wynikami uzyskanych w badaniu opisywanym w niniejszej pracy.

Uzyskany w niniejszej pracy rezultat, że jednorazowa interwencja TMPP nie wywołuje zmiany parametrów miometrycznych podczas skurczu utrzymywanego na poziomie 30% MVC, może wynikać z braku zmian sztywności biernej na skutek zastosowanej interwencji i/ lub braku zmian sztywności czynnej wynikającej z właściwości kurczliwych mięśni oraz komendy motorycznej dostosowanej do zmienionych warunków biomechanicznych (zmiany rozkładu i przenoszenia sił przez zmiany stopnia adhezji rozciągnięta mięśnia brzuchatego łydki w stosunku do mięśnia płaszczkowatego).

#### **VI 2.4 Wpływ zastosowania techniki mobilizacji powięzi na właściwości mechaniczne mięśnia dwugłowego uda oceniane podczas zginania w stawie kolanowym**

Podobnie jak w przypadku mięśnia GC, dla mięśnia BF w warunkach skurczu na poziomie 30% MVC w funkcji zginania w stawie kolanowym w analizie parametrów miometrycznych nie zanotowano na skutek zastosowanej interwencji zmian w zakresie żadnego z pięciu parametrów miometrycznych (częstotliwości, elastyczności, sztywności, czasu relaksacji oraz płynności). Wynika to ze zmian biomechanicznych właściwości mięśnia podczas skurczu, wyrażonych spadkiem elastyczności oraz wzrostem sztywności miometrycznej w przebiegu zmian rozkładu sił oraz napięć wewnątrzmięśniowego systemu elementów sprężystych (szeregowych i równoległych), elementów kurczliwych oraz elementów tłumiących.

Uzyskany rezultat związany jest również ze specyfiką strukturalną grupy mięśni zginaczy stawu kolanowego (w tym badanego mięśnia BF) oraz specyfiką funkcjonalną tej grupy mięśniowej w warunkach skurczu izometrycznego. Długość głowy długiej mięśnia dwugłowego uda wynosi średnio 274 mm (Frederich i Brand, 1990), przy średniej długości włókien mięśniowych wynoszącej 72,6 mm oraz kącie pierzastości w granicach 0°-17°

(Kellis, 2018), średnio  $7^\circ$  (Frederich i Brand, 1990). Włókna mięśnia BF wraz z śródmięśniowym komponentem powięziowym przyczepiają się do owalnego ścięgna (Kellis, 2018) od dwóch stron, tworząc strukturę dwupierzastą. Taki rodzaj architektury mięśnia BF, podobnie jak w przypadku mięśnia GC, również sprzyja generowaniu i przenoszeniu siły na ścięgno i dźwignię kostną w sposób stabilny. Jednocześnie należy podkreślić, że grupa mięśni zginaczy stawu kolanowego jest liczna i w wyproście stawu kolanowego, w jakim przeprowadzane było badanie (brak funkcji rotacji podudzia), ma mało zróżnicowaną funkcję. W generowaniu siły zginaczy stawu kolanowego przenoszonej na dźwignię kostną bierze udział wiele mięśni synergistycznych oraz (szczególnie w warunkach skurczu izometrycznego) koaktywowane są mięśnie antagonistyczne, co wzmacnia stabilność rozwijanego przez tę grupę mięśniową momentu siły, optymalizując siłę generowaną przez poszczególne mięśnie synergistyczne. Opisana specyfika strukturalno-funkcjonalna zginaczy stawu kolanowego, wraz z dostosowującymi do zmiany biomechanicznej zmianami komendy motorycznej z OUN do mięśni, sprzyja stabilności generowanej przez tę grupę mięśniową siły. Mogło to wpłynąć na brak zmian sztywności czynnej mięśnia BF wyrażony brakiem zmian parametrów miometrycznych mięśnia dwugłowego uda mimo zarejestrowania zmian parametrów miometrycznych zarejestrowanych w warunkach spoczynku po zastosowaniu interwencji TMPP. Specyfika funkcjonalna grupy mięśni zginaczy stawu kolanowego w warunkach submaksymalnego skurczu izometrycznego również może stanowić przyczynę braku zmian parametrów miometrycznych w warunkach skurczu na poziomie 30% MVC.

### **VI 3. Zależności parametrów miometrycznych z parametrami elektrofizjologicznymi przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia**

Analiza zależności pomiędzy parametrami miometrycznymi oraz parametrami sygnału EMG przeprowadzona przed i po interwencji wykazała istnienie dodatkowej słabej zależności pomiędzy miometryczną częstotliwością mięśnia brzuchatego łydki po interwencji, zarejestrowaną w submaksymalnym skurczu, a amplitudą sygnału EMG

mięśnia brzuchatego łydki po interwencji TMPP w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym. Analiza nie wykazała obecności takiej zależności przed interwencją TMPP. Zależność miometrycznej częstotliwości mięśnia brzuchatego łydki po interwencji w warunkach submaksymalnego skurczu z amplitudą sygnału EMG mięśnia brzuchatego łydki po interwencji TMPP wynikać może z faktu, że miometryczna częstotliwość rejestrowana podczas skurczu jest miarą napięcia mięśniowego. Dodatni kierunek opisywanej zależności wskazuje, że wzrost wartości miometrycznej częstotliwości rejestrowanej podczas submaksymalnego skurczu po interwencji był powiązany (współwystępował) ze wzrostem wartości amplitudy EMG mięśnia brzuchatego łydki po interwencji TMPP. Może to wspierać interpretację o zmianie (optymalizacji) komendy motorycznej w odpowiedzi na zmiany warunków mechanicznych, w jakich generowana była siła mięśniowa po aplikacji interwencji TMPP.

Analiza korelacji parametrów miometrycznych z parametrami sygnału EMG, wykonana przed i po interwencji TMPP, wykazała również istnienie dwóch innych istotnych zależności:

- zależności pomiędzy miometryczną częstotliwością w spoczynku mięśnia BF a amplitudą sygnału EMG (30% MVC) mięśnia BF, zarejestrowaną w funkcji zginania w stawie kolanowym;
- związku miometrycznej częstotliwości (w spoczynku) po zastosowaniu interwencji TMPP z wartościami amplitudy EMG (30% MVC) mięśnia BF w funkcji zginania w stawie kolanowym zarejestrowanymi przed interwencją TMPP (zależność silniejsza).

Istnienie tych dodatknych zależności wskazuje na powiązanie wzrostu wartości spoczynkowej miometrycznej częstotliwości mięśnia BF (po zastosowaniu interwencji) ze wzrostami rejestrowanych wartości amplitudy EMG mięśnia BF rejestrowanej przed i po interwencji w funkcji zginania stawu kolanowego. Związek spoczynkowej pointerwencyjnej miometrycznej częstotliwości mięśnia BF z rejestrowanymi wartościami amplitudy EMG mięśnia BF przed interwencją może wynikać z wewnątrzmięśniowych i architektonicznych właściwości mechanicznych mięśnia BF i faktu przeprowadzania

eksperymentu w wyproście stawu kolanowego i neutralnej pozycji stawu biodrowego. Miyamoto i wsp. (2019) wykazali w badaniach przy zastosowaniu elastografii USG wpływ ćwiczeń rozciągających przez zgięcie w stawie biodrowym na redukcję modułu elastyczności elastograficznej, mięśni półścięgnistego i półbłoniastego, nie notując zmian w głowie długiej BF. Jednocześnie badacze Miyamoto N i wsp. (2019) wykazali istotny wpływ na redukcję modułu elastyczności mięśni: półścięgnistego, półbłoniastego i głowy długiej mięśnia BF interwencji rozciągania przez wyprost w stawie kolanowym. Badania innego zespołu (Onishi i wsp., 2002) wykazały wyższe wartości amplitudy EMG głowy długiej mięśnia BF w skurczu izometrycznym w kącie  $60^\circ$  porównaniu do kąta  $90^\circ$  przy skróconej długości głowy długiej mięśnia BF, w odróżnieniu od głowy krótkiej BF i pozostałych mięśni kulszowo-goleniowych. Onishi i wsp. (2002) wykazali też, że mięśnie półścięgnisty, półbłoniasty oraz głowa krótka BF, wykazują wyższe wartości amplitudy EMG w kącie  $90^\circ$  niż w kącie  $60^\circ$  w badaniach w warunkach MVC. Uzyskane przez Miyamoto N i wsp. (2019) wyniki, w zestawieniu z wynikami Onishi i wsp. (2002), wskazują na prawdopodobny większy wpływ zmian mechanicznych komponentu powięziowego na propriocepcję z głowy długiej mięśnia BF przy wyproście stawu kolanowego w porównaniu z pozostałymi mięśniami grupy kulszowo-goleniowej. Może to tłumaczyć wpływ interwencji TMPP na omawiane zależności zarejestrowanych z głowy długiej mięśnia BF parametrów miometrycznych z elektromiograficznymi. Uzyskane wyniki zależności mogą być wynikiem wpływu interwencji TMPP na wzmożenie impulsacji pierwotnego unerwienia czuciowego (typu Ia) wrzecion nerwowo-mięśniowych w skurczu, wywołując wyższe amplitudy EMG w submaksymalnych skurczach izometrycznych po interwencji TMPP. Wartości pointerwencyjnej miometrycznej częstotliwości w spoczynku, będącej miarą tonusu spoczynkowego mięśnia BF mogą pochodzić z wyższej impulsacji wtórnego unerwienia czuciowego (typu II) wrzecion nerwowo-mięśniowych. Silniejszy związek pointerwencyjnej spoczynkowej miometrycznej częstotliwości mięśnia BF z rejestrowanymi wartościami amplitudy EMG mięśnia BF również po interwencji można interpretować jako wpływ interwencji TMPP na

zmianę warunków biomechaniczno-neurofizjologicznych, w jakich generowany był skurcz mięśnia BF po interwencji.

W analizowanej literaturze nie znaleziono prac analizujących zależności parametrów miometrycznych z parametrami elektrofizjologicznymi w eksperymentach badających interwencje technikami mobilizacji powięzi zbliżonymi do TMPP zastosowanej w prezentowanym w niniejszej pracy badaniu. Związki parametrów miometrycznej częstotliwości z amplitudą EMG w izometrycznych skurczach submaksymalnych, MVC oraz w spoczynku, u osób z zespołem ciasnoty przedziału powięziowego jak i bez tej patologii, wykazują wyniki badań zespołu Korhonen i wsp. (2005). Korhonen i wsp. (2005) przeprowadzili eksperyment na grupie osób z mięśniowo-powięziowymi objawami bólowymi w przednim (brzusznym) przedziale powięziowym podudzia i brzuszny przedziale przedramienia. Na bazie obiektywnego pomiaru wartości ciśnienia śródmięśniowego (z ang. intramuscular pressure IMP), mierzonego metodą inwazyjną (czujnikami wewnątrzmięśniowymi), Korhonen i wsp. (2005) podzielili grupę badanych osób na dwie grupy, te z diagnozą zespół cieśni przedziału powięziowego (z ang. compartment syndrome) oraz osoby z bolesnością o nieznannej etiologii. Zespół Korhonen i wsp. (2005) w obu grupach badanych osób dokonywał jednoczesowych pomiarów elektromiograficznych, miometrycznych oraz ciśnienia śródmięśniowego w spoczynku i na różnych poziomach MVC (25%, 75%, 100%) w krótkotrwałym (5 s) skurczu, oraz długotrwałym (60 s) na poziomach 40% MVC i 20% MVC. Korhonen i wsp. (2005) zanotowali brak korelacji wartości miometrycznej elastyczności z wartościami amplitudy EMG i amplitudy IMP oraz istotną dodatnią korelację średniej wartości amplitudy EMG z wartościami miometrycznej częstotliwości oraz wartościami ciśnienia śródmięśniowego w obu badanych grupach na poziomach 25%, 75%, 100% MVC. Korhonen i wsp. (2005) wykazali też wzrosty parametrów (EMG, F-MYO, IMP) wraz ze wzrostem poziomu MVC w skurczach krótkotrwałych, oraz że wartości średnie amplitud EMG (na poziomach skurczu 75% MVC, 100% MVC) i miometrycznej częstotliwości (w spoczynku i na poziomach 25%, 75%, 100% MVC) były wyższe u osób z patologicznymi wartościami IMP (zespół ciasnoty przedziału powięziowego) w porównaniu z osobami z wartościami

IMP w normie. Przytoczone wyniki badań (Korhonen i wsp., 2005) wykazują istnienie zależności wiążącej wartości miometrycznej częstotliwości z wartościami amplitudy EMG oraz wartościami ciśnienia śródmięśniowego na poziomach 25%, 75% i 100% MVC, jak również wrażliwości miometrycznej częstotliwości na wzrost ciśnienia śródmięśniowego zarówno w spoczynku, jak i w warunkach skurczu. Wyniki Korhonen i wsp. (2005) są spójne z uzyskanymi w niniejszej pracy wynikami wiążącymi zmiany wartości miometrycznej częstotliwości z wartościami amplitudy EMG obu badanych mięśni. Zarejestrowane korelacje parametrów miometrycznych z elektrofizjologicznymi przed i po interwencji TMPP nie dowodzą oczywiście pochodzenia uchwyconego związku pomiędzy parametrami, jednak dopełniają obrazu zmian wywołanych interwencją TMPP, wskazując na wzajemne powiązania badanych parametrów, a przez to na wieloczynnikowość wpływu zastosowanej techniki mobilizacji powięziowej.

#### **VI 4. Podsumowanie**

Zastosowanie jednorazowej interwencji techniką mobilizacji powięzi podudzia wpłynęło na wzrost amplitudy zarejestrowanego sygnału EMG mięśnia GC po interwencji TMPP w funkcji zginania podszwowego przy braku zmian amplitudy EMG mięśnia BF w funkcji zginania kolana. Zastosowana interwencja nie zmieniła rozkładu funkcjonalnych stref inervacji obu badanych mięśni w badanych funkcjach odpowiednio zginania podszwowego w stawie skokowym i zginania w stawie kolanowym.

W przypadku analizy parametrów miometrycznych mięśnia brzuchatego łydki rejestrowanych w warunkach spoczynku, nie zaobserwowano zmian na skutek jednorazowej interwencji TMPP żadnego z analizowanych parametrów miometrycznych mięśnia GC, podczas gdy wzrostowi uległy miometryczne: częstotliwości, sztywności i czas relaksacji mięśnia BF po interwencji TMPP. Parametry miometryczne zarejestrowane w submaksymalnym skurczu w funkcji zgięcia podszwowego w stawie skokowym (mięsień GC) oraz w funkcji zginania w stawie kolanowym (mięsień BF) nie uległy zmianie na skutek zastosowanej interwencji TMPP.

Po zaaplikowaniu interwencji TMPP zanotowano obecność dodatniej zależności miometrycznej częstotliwości mięśnia dwugłowego uda zarejestrowanej podczas spoczynku z amplitudą EMG mięśnia dwugłowego uda w funkcji zginania w stawie kolanowym. Wystąpiła też dodatnia zależność miometrycznej częstotliwości mięśnia brzuchatego łydki podczas submaksymalnego skurczu z amplitudą EMG mięśnia brzuchatego łydki w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym po interwencji TMPP.

Wyniki są rezultatem eksperymentu przeprowadzonego na grupie zdrowych, młodych mężczyzn, co implikuje wysokie prawdopodobieństwo prawidłowo funkcjonujących mechanizmów kontroli motorycznej na wszystkich poziomach OUN oraz biomechaniki układu mięśniowo-powięziowego. Można zatem założyć, że zmiany generowane jednorazową aplikacją TMPP są zaburzeniem egzogennym wywołującym zaburzenie endogenne, które powinno zostać skompensowane przez właściwie działający OUN i doskonałość biomechaniczną układu mięśniowo-powięziowego.

#### **VI 4.1 Ograniczenia przeprowadzonych badań oraz kierunek przyszłych badań**

W badaniu, które pozwoliło na zarejestrowanie przedstawianych w pracy danych i wyników ich analiz, obecne są obszary ograniczeń metodologicznych oraz pomiarowych, wynikających z charakteru badanych zjawisk i możliwości narzędzi laboratoryjnych.

Jednym z ograniczeń przeprowadzonego badania, wynikających z koncepcji badania mięśni brzuchatego łydki oraz dwugłowego uda w dwóch funkcjach zginania podszwowego i zginania w stawie kolanowym oraz charakteru przeprowadzanego eksperymentu z zastosowaniem dwóch metod pomiarowych, była różnica w czasie wykonania pomiarów HdEMG pomiędzy rejestracją sygnału z mięśnia dwugłowego uda a mięśnia brzuchatego łydki. Różnica czasu upływającego od interwencji do wspomnianych rejestracji sygnału HdEMG wynikała z dwóch czynników: możliwości technicznych aparatury pomiarowej oraz założeń eksperymentu. Urządzenie rejestrujące sygnał HdEMG pozwala na jednoczesową rejestrację 68 kanałów wejścia sygnału EMG.

Tę pulę wypełnia liczba elektrod macierzy HdEMG, co powoduje konieczność odrębnej rejestracji HdEMG dla obu badanych mięśni i ich funkcji. Sytuacja ta wymuszała przełączenie przewodów z macierzy umieszczonej na mięśniu brzuchatym łydki na macierz umieszczoną wcześniej na mięśniu dwugłowym uda. Wydłużało to czas upływający od interwencji mobilizacyjnej do rejestracji sygnału HdEMG na mięśniu dwugłowym uda o 2 minuty w stosunku do czasu rejestracji na mięśniu brzuchatym łydki. Wraz z sygnałem HdEMG wykonywany był pomiar miometryczny w warunkach skurczu, co powodowało taką samą, jak w przypadku rejestracji HdEMG, różnicę w czasie pomiędzy zastosowaną interwencją TMPP a czasem rejestracji pomiarów miometrycznych w skurczu dla obu badanych mięśni w obu badanych funkcjach.

Mniejsza różnica czasu wykonania pomiaru miometrycznego od zastosowanej interwencji dzieliła pomiary miometryczne wykonane w spoczynku na obu badanych mięśniach i wynosiła średnio 40 sekund. Pomiar wykonany na mięśniu brzuchatym łydki rozpoczynał się w 2 min po interwencji, a na mięśniu dwugłowym uda 2 minuty 40 sekund po interwencji.

Powyższe różnice wynikające z protokołu badań z zastosowaniem dwóch metod badawczych oraz dwóch badanych mięśni (Rycina 1) nie powinny wpłynąć na rejestrowane parametry w stopniu znacząco zmieniającym uzyskane wyniki. Kontynuując badania w zakresie wpływu stosowania jednorazowej techniki mobilizacji powięzi na właściwości bioelektryczne i mechaniczne należy przeprowadzić obserwację zmian w czasie po zastosowaniu TMPP, oceniając jak długo zaobserwowane zmiany się utrzymują. Żadna z analizowanych prac innych badaczy nie donosiła o zanotowaniu czasu trwania odpowiedzi na interwencje technikami manualnymi, krótszego niż kilkanaście minut (Barnes, 1997, Carvalho Muniz e Silva i wsp., 2018).

Koncepcja niniejszych badań zakładała badanie dwóch mięśni: brzuchatego łydki oraz dwugłowego uda, w dwóch funkcjach: zginania podeszwowego i zginania w stawie kolanowym. Wybór mięśni podyktowany był istniejącą synergią funkcjonalną pomiędzy mięśniowo-powięziowym układem obu tych mięśni (Cruz-Montecinos i wsp., 2015). Na etapie planowania eksperymentu uzasadniało to wybór synergistycznych struktur



mięśniowo-powięziowych do zbadania natychmiastowego efektu wpływu jednorazowego zastosowania interwencji mobilizacji powięzi podudzia. Wybrane do badań mięśnie posiadają funkcję synergistyczną w ruchu zginania w stawie kolanowym. Interesującym jest zbadanie bezpośredniej zależności wpływu interwencji TMPP na parametry głowy długiej mięśnia dwugłowego uda i brzuchatego łydki w ich wspólnej funkcji zginania w stawie kolanowym, co uzupełniłoby prezentowane w niniejszej pracy wyniki właściwości bioelektrycznych i miometrycznych badanych mięśni podczas skurczu dowolnego. Jednakże zaproponowany protokół badań ograniczył wykonanie kolejnych zadań motorycznych przez badane osoby, aby ocenić natychmiastowy wpływ TMPP na badane mięśnie w funkcji zginania w stawie kolanowym oraz zginania w stawie skokowym.

Wobec uzyskanych wyników obszarem rozwojowym jest eksploracja badawcza udziału mechanizmów obwodowych, rdzeniowych, uwzględniających udział informacji aferentnych z włókien Ia (z wrzecion nerwowo-mięśniowych), z narządów ścięgnistych (z włókien typu Ib), mechanoreceptorów oraz nocyreceptorów w zmianach właściwości elektrofizjologicznych i mechanicznych mięśni na skutek stosowania mobilizacji powięzi, co mogłoby wnieść więcej informacji o sprzężeniu biomechaniczno-neurofizjologicznym w funkcjonowaniu mięśni szkieletowych po zastosowaniu TMPP.

Kontynuacja badań powinna również dotyczyć poszukiwania skutecznych algorytmów postępowań fizjoterapeutycznych, uwzględniając wpływ stosowanych technik terapii manualnej na parametry biomechaniczne i neurofizjologiczne układu ruchu. Badawczej weryfikacji powinien zostać poddany również sposób konstruowania postępowania w terapii manualnej, uwzględniający czas trwania terapii oraz zakres, w tym rozległość wpływu stosowanych technik. Dodatkowo kontynuacja badań powinna eksplorować możliwość tworzenia nowych i poprawy skuteczności już istniejących protokołów i algorytmów postępowań fizjoterapeutycznych. Umożliwiłyby to badania w warunkach klinicznych, np.: u pacjentów rehabilitujących się po uszkodzeniach struktur układu ruchu lub ingerencjach chirurgicznych, w których uszkodzenie układu mięśniowo-powięziowego jest skutkiem ubocznym chirurgii, oraz pacjentów z ubytkami

neurologicznymi w funkcjach układu ruchu podczas neurorehabilitacji. Badania z zastosowaniem elektromiografii i miometrii (w warunkach spoczynku) powinny być kontynuowane również w kierunku ustalenia protokołów badań dla diagnostycznych i monitorujących terapię zastosowań klinicznych u pacjentów poddawanych procedurom terapii manualnej.

Przy uwzględnieniu wyników badań prezentowanych w niniejszej pracy stosowanie kilku następujących bezpośrednio po sobie manualnych interwencji mobilizacyjnych, zastosowanych na jedną i/lub kilka struktur powięziowo-mięśniowych w krótkim czasie, wydają się być mało zasadne. Efekt oddziaływania jednorazowej mobilizacji manualnych powięzi na czynność elektrofizjologiczną oraz właściwości biomechaniczne struktur mięśniowo-powięziowych jest rejestrowalny już w kilkanaście sekund (Barnes, 1997; Carvalho Muniz e Silva i wsp., 2018). Prezentowane w tej pracy wyniki badań są dowodem, że efekt oddziaływania jednorazowej mobilizacji powięzi jest złożony i może trwać nawet powyżej 2 minut po interwencji. Stosując zatem postępowania terapeutyczne manualnymi technikami powięziowymi powinno się uwzględniać charakter wywoływanych przez nie zmian także w doborze użycia kolejnych technik i postępowania fizjoterapeutycznych.

Wzrost amplitudy EMG w submaksymalnym skurczu mięśnia GC w 2 minuty po interwencji TMPP sugeruje uwzględnienie tego wyniku podczas łączenia w postępowaniach fizjoterapeutycznych interwencji manualnych z ruchami czynnym (np.: w celu testu funkcjonalnego lub ćwiczenia), wykonywanymi bezpośrednio po aplikacji manualnej techniki powięziowej. Uzyskane wyniki sugerują, że rezultat testu funkcjonalnego (w którym biorą udział mięśnie bliskie do miejsca aplikacji interwencji) wykonanego bezpośrednio po zastosowaniu powięziowo-mięśniowej interwencji manualnej, może być niemiarodajny. Również stosowanie zbliżonych do użytej w opisywanym eksperymencie technik powięziowych w postępowaniach neurorehabilitacyjnych powinno uwzględniać uzyskane wyniki (wzrost amplitudy sygnału EMG po interwencji w bliskiej do miejsca interwencji grupie mięśniowej) w zależności od typu schorzenia neurologicznego. Stosowanie podobnych technik u pacjentów z objawem

spastyczności wydają się być kontrproduktywne przez możliwość wzmaganie spastyczności. W obszarze diagnostyki fizjoterapeutycznej, na bazie obiektywnych metod pomiarowych, uwzględniając wyniki prezentowanych badań, w celu monitorowania właściwości biomechanicznych układu mięśniowo-powięziowego po zastosowaniu technik terapii manualnej należałoby rekomendować wykonywanie pomiarów miometrycznych w warunkach spoczynku. Wobec uzyskanych wyników prezentowanych w niniejszej pracy, kontynuacja badań w kierunku lepszego poznania wpływu technik terapii manualnej, w tym technik powięziowych, powinna umożliwić skuteczniejsze ich stosowanie lub zaniechanie stosowania tam, gdzie są mało zasadne.

## VII WNIOSKI

1. Jednorazowa mobilizacja powięzi podudzia spowodowała wzrost amplitudy sygnału EMG mięśnia brzuchatego łydki podczas submaksymalnego skurczu dowolnego.

2. Wartości mediany częstotliwości sygnału EMG mięśnia brzuchatego łydki i dwugłowego uda oraz amplituda sygnału EMG mięśnia dwugłowego uda podczas submaksymalnego skurczu dowolnego nie uległy zmianie po zastosowaniu mobilizacji powięzi podudzia.

3. Jednorazowa mobilizacja powięzi podudzia nie wpływa na mapę funkcjonalnej strefy inervacji mięśnia brzuchatego łydki i dwugłowego uda.

4. Jednorazowa mobilizacja powięzi podudzia spowodowała wzrost spoczynkowej miometrycznej sztywności, częstotliwości, czasu relaksacji tkanki po odkształceniu mięśnia dwugłowego uda, natomiast parametry miometryczne mięśnia brzuchatego łydki nie uległy zmianie.

5. Parametry miometryczne mierzone podczas skurczu submaksymalnego badanych mięśni nie uległy zmianie po zastosowaniu jednorazowej mobilizacji powięzi podudzia.

## VIII PIŚMIENICTWO

1. Adstrum S, Hedley G, Schleip R, Stecco C, Yucesoy C. Defining the fascial system. *J Bodyw Mov Ther.* 2017, 21(1):173-177.
2. Albin S, Koppenhaver S, Bailey B, Blommel H, Fenter B, Lowrimore C, Smith A, McPoil T. The effect of manual therapy on gastrocnemius muscle stiffness in healthy individuals. *Foot (Edinb)* 2019, 38:70-75.
3. Albin S, Koppenhaver S, MacDonald C, Capoccia S, Ngo D, Phippen S, Pineda R, Wendlandt A, Hoffman L. The effect of dry needling on gastrocnemius muscle stiffness and strength in participants with latent trigger points. *J Electromyogr Kinesiol.* 2020, 55:102479.
4. Andrzejewski W, Kassolik K, Dzięgiel P, Pula B, Ratajczak-Wielgomas K, Jablonska K, Kurpas D, Halski T, Kobierzycki C, Podhorska-Okolow M. Massage May Initiate Tendon Structural Changes – A Preliminary Study. *In vivo*, 2015, 29: 365-370.
5. Arabadzhiev T, Dimitrov VG, Dimitrova NA, Dimitrov GV, Interpretation of EMG integral or RMS and estimates of "neuromuscular efficiency" can be misleading in fatiguing contraction. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(2):223-232.
6. Arguisuelas M, Lisón J, Doménech-Fernández J, Martínez-Hurtado I, Salvador Coloma P, Sánchez-Zuriaga D. Effects of myofascial release in erector spinae myoelectric activity and lumbar spine kinematics in non-specific chronic low back pain: Randomized controlled trial. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2019, 63:27-33.
7. Ashaolu J , Oni-Orisan O P, Ukwenya V O, Alamu O, Adeyemi D.O, Variability of morphology of gastrocnemius muscle in an African population. *Anatomy Journal of Africa* 2014, 3(3): 400-404.

8. Barbero M, Merletti R, Rainoldi A. Atlas of Muscle Innervation Zones: understanding Surface Electromyography And its Applications, Springer-Verlag, 2012:126-128.
9. Barra López M, López de Celis C, Fernández Jentsch G, Raya de Cárdenas L, Lucha López MO, Tricás Moreno JM. Effectiveness of Diacutaneous Fibrolysis for the treatment of subacromial impingement syndrome: a randomised controlled trial. *Man Ther.* 2013, 18(5):418-424.
10. Barnes M , The basic science of myofascial release: morphologic change in connective tissue. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 1997, 1: 231-238.
11. Beck T W, DeFreitas J M. , Stock M S. Accuracy of the three techniques for automatically estimating innervations zone location. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 2012, 105: 13-21.
12. Begovic H, Zhou G, Schuster S, Zheng Y. The neuromotor effects of transverse friction massage. *Man Ther.* 2016, 26:70-76.
13. Behm D, Alizadeh S, Anvar S, Drury B, Granacher U, Moran J. Non-local Acute Passive Stretching Effects on Range of Motion in Healthy Adults: A Systematic Review with Meta-analysis. *Sports Med.* 2021, 51(5):945-959.
14. Bicalho E, Setti J, Macagnan J, Cano J, Manffra E. Immediate effects of a high-velocity spine manipulation in paraspinal muscles activity of nonspecific chronic low-back pain subjects. *Man Ther.* 2010, 15(5):469-75.
15. Bialosky J, Beneciuk J, Bishop M, Coronado R, Penza C, Simon C, George S. Unraveling the Mechanisms of Manual Therapy: Modeling an Approach. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2018, 48(1):8-18.
16. Bordoni B, Walkowski S, Morabito B, Varacallo M. Fascial Nomenclature: An Update. *Cureus.* 2019,11(9):e5718.

17. Bordoni B, Escher A, Tobbi F, Pranzitelli A, Pianese L. Fascial Nomenclature: Update 2021, Part 1. *Cureus*. 2021, 13(2):e3339.
18. Buscemi A, Campisi SS, Frazzetto G, Petriliggieri J, Martino S, Ambramo P, Rapisarda A, Maldonato N, Di Corrado D, Coco M. What Does the Body Communicate With Postural Oscillations? A Clinical Investigation Hypothesis. *Front Psychol*. 2021,12:e668192.
19. Bordoni B, Myers T. A Review of the Theoretical Fascial Models: Biotensegrity, Fascintegritty, and Myofascial Chains. *Cureus*. 2020, 12(2):e7092
20. Cadellans-Arróniz A, López-de-Celis C, Pérez-Bellmunt A, Rodríguez-Sanz J, Llurda-Almuzara L, González-Rueda V, Rodríguez-Rubio P. Effects of Diacutaneous Fibrolysis on Passive Neuromuscular Response and Mechanosensitivity in Athletes with Hamstring Shortening: A Randomized Controlled Trial. *Int J Environ Res Public Health* 2021, 18(12):e6554.
21. Courtney C, Witte P, Chmell S, Hornby T. Heightened flexor withdrawal response in individuals with knee osteoarthritis is modulated by joint compression and joint mobilization. *J Pain* 2010,11:179-185.
22. Carlson R, Fleming L, Hutton W. The biomechanical relationship between the tendoachilles, plantar fascia and metatarsophalangeal joint dorsiflexion angle. *Foot Ankle Int*. 2000, 21(1):18-25.
23. Clamann H. Motor unit recruitment and the gradation of muscle force. *Phys Ther*. 1993, 73(12):830-843.
24. Craig M Zaidman, Mark R Holland, Michael S Hughes. Quantitative Ultrasound of Skeletal Muscle: Reliable Measurements of Calibrated Muscle Backscatter from Different Ultrasound Systems. *Ultrasound Med. Biol*. 2012, 38(9):1618-1625.

25. Cruz-Montecinos C, González Blanche A, López Sánchez D, Cerda M, Sanzana-Cuche R, Cuesta-Vargas A. In vivo relationship between pelvis motion and deep fascia displacement of the medial gastrocnemius: anatomical and functional implications. *J Anat.* 2015, 227(5):665-672.
26. Contessa P, De Luca C. Neural control of muscle force: indications from a simulation model. *J Neurophysiol.* 2013, 109(6):1548-1570.
27. Desjardins-Charbonneau A, Roy J, Dionne C, Frémont P, MacDermid J, Desmeules F. The efficacy of manual therapy for rotator cuff tendinopathy: a systematic review and meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2015, 45(5):330-350.
28. De Luca C, Erim Z. Common drive of motor units in regulation of muscle force. *Trends Neurosci.* 1994,17(7):299-305.
29. Dischiavi S, Wright A, Hegedus E, Bleakley C. Biotensegrity and myofascial chains: A global approach to an integrated kinetic chain. *Med Hypotheses.* 2018, 110:90-96.
30. Dishman J, Weber K 2nd, Corbin R, Burke J. Understanding inhibitory mechanisms of lumbar spinal manipulation using H-reflex and F-wave responses: a methodological approach. *J Neurosci Methods.* 2012, 210(2):169-177.
31. e Silva C; de Andrade Alexandre D , Silva J, Immediate effect of myofascial release on range of motion, pain and biceps and rectus femoris muscle activity after total knee replacement. *Journal of Bodywork & Movement Therapies* 2018, 22 (4): 930–936.
32. Eagan T, Meltzer K, Standley P , Importance of strain direction in regulating human fibroblast proliferation and cytokine secretion: a useful in vitro model for soft tissue injury and manual medicine treatments. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 2007, 30: 584-592.



33. Fede C, Pirri C, Petrelli L, Guidolin D, Fan C, De Caro R, Stecco C. Sensitivity of the Fasciae to the Endocannabinoid System: Production of Hyaluronan-Rich Vesicles and Potential Peripheral Effects of Cannabinoids in Fascial Tissue. *Int J Mol Sci.* 2020, 21(8):2936.
34. Findley T , Chaudhry H, Stecco A, Roman M. Fascia science and clinical applications: Mathematical modelling. *Journal of Bodywork & Movement Therapies* 2012, 16: 67-75.
35. Findley T, Chaudhry H, Dhar S. Transmission of muscle force to fascia during exercise. *J Bodyw Mov Ther.* 2015, 19(1):119-123.
36. Fraser J, Laurent T, Laurent U. Hyaluronan: its nature, distribution, functions and turnover. *J Intern Med.* 1997, 242(1) : 27-33.
37. Friederich J, Brand R. Muscle fiber architecture in the human lower limb. *J Biomech.* 1990; 23(1): 91-95.
38. Ganion L R Helfst R, Fibroblast responses to variation in soft tissue mobilization pressure. *Med. Sci. in Sports Exercise* 1999, 31(4): 531-535.
39. Gehlsen G , Ganion L , Helfst R, Fibroblast responses to variation in soft tissue mobilization pressure. *Med Sci Sports Exerc.* 1999, 31(4): 531-5315.
40. Herzog J, Leonard T, Jinha A, Herzog W, Are titin properties reflected in single myofibrils? *J Biomech.* 2012;45(11):1893-1899.
41. Hinz B, Gabbiani G, Mechanisms of force generation and transmission by myofibroblasts. *Current Opinion in Biotechnology* 2003, 14: 538-546.
42. Hoffman L, Koppenhaver S, MacDonald C, Herrera J, Streuli J, Visco Z, Wildermuth N, Albin S. Normative Parameters of Gastrocnemius Muscle Stiffness and Associations with Patient Characteristics and Function. *Int J Sports Phys Ther.* 2021, 1;16(1):41-48.

43. Hoppe K, Schleip R, Lehmann-Horn F, Jäger H, Klingler W. Contractile elements in muscular fascial tissue - implications for in-vitro contracture testing for malignant hyperthermia. *Anaesthesia* 2014, (9):1002-1008.
44. Hsing-Kuo Wang, Yu-Kuang Wu, Kwang-Hwan Lin, Tzy-Yuang Shiang. Noninvasive analysis of fascicle curvature and mechanical hardness in calf muscle during contraction and relaxation. *Man. Ther. Journal* 2009, 14: 264-269.
45. Huang J, Qin K, Tang C, Zhu Y, Klein CS, Zhang Z, Liu C. Assessment of Passive Stiffness of Medial and Lateral Heads of Gastrocnemius Muscle, Achilles Tendon, and Plantar Fascia at Different Ankle and Knee Positions Using the MyotonPRO. *Med Sci Monit.* 2018, 23;24: 7570-7576.
46. Huijing P , i Langevin H . Communicating about fascia: history, pitfalls and recommendations. *International J. of Therapeutic Massage and Bodywork* 2009,2 (4): 3-8.
47. Ingber D , Tensegrity II. How structural networks influence cellular information processing networks. *Journal of Cell Science* 2003, 116: 1397-1408.
48. James H, Castaneda L, Miller M, Findley T, Rolfing structural integration treatment of cervical spine dysfunction. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2009, 13: 229-238.
49. Jiménez Del Barrio S, Estébanez de Miguel E, Bueno Gracia E, Haddad Garay M, Tricás Moreno J, Hidalgo García C. Effects of diacutaneous fibrolysis in patients with mild to moderate symptomatic carpal tunnel syndrome: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil.* 2018, 32(12):1645-1655.
50. Kallenberg L, Hermens H. Behaviour of a surface EMG based measure for motor control: motor unit action potential rate in relation to force and muscle fatigue. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008,18(5):780-788.

51. Kallenberg L, Hermens H. Behaviour of motor unit action potential rate, estimated from surface EMG, as a measure of muscle activation level. *J Neuroeng Rehabil.* 2006, 3:15.
52. Kassolik K, Jaskólska A, Kisiel-Sajewicz K, Marusiak J, Kawczyński A, Jaskólski A. Tensegrity principle in massage demonstrated by electro- and mechanomyography. *J Bodyw Mov Ther.* 2009, 13(2):164-170.
53. Kalc M, Mikl S, Žökš F, Vogrin M, Stöggel T. Effects of Different Tissue Flossing Applications on Range of Motion, Maximum Voluntary Contraction, and H-Reflex in Young Martial Arts Fighters. *Front Physiol.* 2021, 15;12:752641.
54. Kelly JP, Koppenhaver S, Michener LA, Proulx L, Bisagni F, Cleland J. Characterization of tissue stiffness of the infraspinatus, erector spinae, and gastrocnemius muscle using ultrasound shear wave elastography and superficial mechanical deformation. *J Electromyogr Kinesiol.* 2018, 38:73-80.
55. Kellis, E. Intra- and Inter-Muscular Variations in Hamstring Architecture and Mechanics and Their Implications for Injury: A Narrative Review. *Sports Med.* 2018, 48:2271–2283.
56. Korhonen R, Vain A, Vanninen E, Viir R, Jurvelin J. Can mechanical myotonometry or electromyography be used for the prediction of intramuscular pressure? *Physiol Meas.* 2005; 26(6):951-963.
57. Krause F, Wilke J, Vogt L, Banzer W. Intermuscular force transmission along myofascial chains: a systematic review. *J Anat.* 2016, 228(6):910-918.
58. Langevin HM, Cornbrooks CJ, Taatjes DJ, Fibroblasts form a body-wide cellular network. *Histochem Cell Biol.* 2004, 122:7–15.

59. Langevin H, Bouffard N, Badger G, Iatridis J, Howe A, Dynamic fibroblast cytoskeletal response to subcutaneous tissue stretch ex vivo and in vivo. *American Journal of Physiology and Cell Physiology* 2005, 288: 747-756.
60. (a)Langevin H, Storch K, Cipolla M, White S, Buttolph T, Taatjes D. Fibroblast spreading induced by connective tissue stretch involves intracellular redistribution of alpha- and beta-actin. *Histochem Cell Biol.* 2006, 125(5):487-495.
61. (b)Langevin H. Connective tissue: A body-wide signalling network?. *Med Hypotheses* 2006, 66: 1074–1077.
62. Latasch M L, Levin M F, Scholz J P, Schoner G. Motor control theories and their applications. *Medicina (Kaunas)* 2010, 46(6):382-392.
63. López-de-Celis C, Pérez-Bellmunt A, Bueno-Gracia E, Fanlo-Mazas P, Zárata-Tejero C A, Llurda-Almuzara L, Cadellans Arróniz A, Ramón Rodríguez-Rubio P. Effect of diacutaneous fibrolysis on the muscular properties of gastrocnemius muscle. *PLoS ONE* 2020, 15(12): e0243225.
64. López-de-Celis C, Barra-López ME, González-Rueda V, Bueno-Gracia E, Rodríguez-Rubio PR, Tricás-Moreno JM. Effectiveness of diacutaneous fibrolysis for the treatment of chronic lateral epicondylalgia: a randomized clinical trial. *Clin Rehabil.* 2018 32(5):644-653.
65. Lunghi C, Tozzi P, Fusco G. The biomechanical model in manual therapy: Is there an ongoing crisis or just the need to revise the underlying concept and application? *J Bodyw Mov Ther.* 2016, 20(4):784-799.
66. Maas H, Sandercock T. Force transmission between synergistic skeletal muscles through connective tissue linkages. *J Biomed Biotechnol.* 2010, 2010:575672.

67. McAnulty R, Fibroblasts and myofibroblasts: their source, function and role in disease. *The International Journal of Biochemistry & Cell Biology* 2007, 39: 666-671.
68. McPartland J, Expression of the endocannabinoid system in fibroblasts and myofascial tissues. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2008, 12:169-182.
69. Moritz C, Barry B, Pascoe M, Enoka R. Discharge rate variability influences the variation in force fluctuations across the working range of a hand muscle. *J Neurophysiol.* 2005;93(5): 2449-2459.
70. Miyamoto N, Hirata K, Kanehisa H. Effects of hamstring stretching on passive muscle stiffness vary between hip flexion and knee extension maneuvers. *Scand J Med Sci Sports.* 2017; 27(1): 99-106.
71. Nakamura M, Konrad A, Kiyono R, Sato S, Yahata K, Yoshida R, Yasaka K, Murakami Y, Sanuki F, Wilke J. Local and Non-local Effects of Foam Rolling on Passive Soft Tissue Properties and Spinal Excitability. *Front Physiol.* 2021, 12: 702042.
72. O'Brien M. The anatomy of the Achilles tendon. *Foot Ankle Clin.* 2005, 10(2):225-238.
73. Nishihara K, Kawai H, Chiba Y, Kanemura N, Gomi T. Investigation of innervation zone shift with continuous dynamic muscle contraction. *Comput Math Methods Med.* 2013, 2013: 174342.
74. Ortega-Auriol P, Besier T, Byblow W, McMorland A. Fatigue Influences the Recruitment, but Not Structure, of Muscle Synergies. *Front Hum Neurosci.* 2018, 21:212-217.

75. Onishi H, Yagi R, Oyama M, Akasaka K, Ihashi K, Handa Y. EMG-angle relationship of the hamstring muscles during maximum knee flexion. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002;12(5): 399-406.
76. Passerieux E, Rossignol R, Letellier T, Delage J P. Physical continuity of the perimysium from myofibers to tendons: Involvement in lateral force transmission in skeletal muscle. *J. Structural Biology* 2007, 159 (1): 19-28.
77. Pérez-Bellmunt A, Casasayas-Cos O, López-de-Celis C, Rodríguez-Sanz J, Rodríguez-Jiménez J, Ortiz-Miguel S, Meca-Rivera T, Fernández-de-Las-Peñas C. Effects of Dry Needling of Latent Trigger Points on Viscoelastic and Muscular Contractile Properties: Preliminary Results of a Randomized Within-Participant Clinical Trial. *J Clin Med.* 2021(a), 10(17):3848.
78. Pérez-Bellmunt A, Labata-Lezaun N, Llurda-Almuzara L, Rodríguez-Sanz J, González-Rueda V, Bueno-Gracia E, Celik D, López-de-Celis C. Effects of a Massage Protocol in Tensiomyographic and Myotonometric Properties. *Int J Environ Res Public Health.* 2021(b);18(8):3891.
79. Petajan J. AAEM minimonograph #3: motor unit recruitment. *Muscle Nerve.* 1991, 14(6):489-502.
80. Pavan P, Stecco A, Stern R, Stecco C. Painful connections: densification versus fibrosis of fascia. *Curr Pain Headache Rep.* 2014,18(8):441.
81. Purslow P ,. The structure and role of intramuscular connective tissue in muscle function: *Frontiers in Physiology* 2020, 19: article 495.
82. Piitulainen H, Rantalainen T, Linnamo V, Komi P, Avela J. Innervation zone shift at different levels of isometric contraction in the biceps brachii muscle. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009, 19(4):667-75.

83. Rakoczy J, Kryściak K, Drzymała-Celichowska H, Raikova R, Celichowski J. Biomechanical conditioning of the motor unit transitory force decrease following a reduction in stimulation rate. *BMC Sports Sci Med Rehabil.* 2020, 29:12-60.
84. Ripoli D , Athwal G , Sperling J , Cofield R . The anatomy of deltoid insertion. *J. Shoulder Elbow Surg.* 2009, 18: 386-390.
85. Roy R , Saikia R, Bora D, Anatomical variations of the gastrocnemius muscle- A dissection-based study. *J. Evid. Based Med. Healthc.* 2017, 4(92), 5577-5580.
86. Santiago R, Santos Baptista J, Magalhães A, Costa J T. The use of surface electromyography in assessing the effectiveness of manual therapy: a systematic review. *Internat. J. Occupat. Environm. Safety* 2020,4:1: 89-107.
87. Roberts L. Effects of patterns of pressure application on resting electromyography during massage. *Int J Ther Massage Bodywork.* 2011, 30;4(1):4-11.
88. Sednieva Y, Viste A, Naaim A, Bruyère-Garnier K, Gras LL. Strain Assessment of Deep Fascia of the Thigh During Leg Movement: An in situ Study. *Front Bioeng Biotechnol.* 2020, 8:750.
89. Seffrin C, Cattano N, Reed M, Gardiner-Shires A. Instrument-Assisted Soft Tissue Mobilization: A Systematic Review and Effect-Size Analysis. *J Athl Train.* 2019, 54(7):808-821.
90. Schleip R. Fascial plasticity a new neurobiological explanation: part 1. *Jurnal of Bodywork & Movement Therapies* 2003, 7: 11-19.
91. Schleip R, Klingler W. Active contractile properties of fascia. *Clin Anat.* 2019, 32(7):891-895.
92. Schleip R, Gabbiani G, Wilke J, Naylor I, Hinz B, Zorn A, Jäger H, Breul R, Schreiner S, Klingler W. Fascia Is Able to Actively Contract and May Thereby

- Influence Musculoskeletal Dynamics: A Histochemical and Mechanographic Investigation. *Front Physiol.* 2019, 10:336.
93. Chaitow L. Fascia-oriented therapies. W: Schleip R, Findley T, Chaitow L, Huijing P. *Fascia: The Tensional Network of the Human Body. The science and clinical applications in manual and movement therapy.* Churchill Livingstone Elsevier 2012, 343-346.
94. Myers T. Anatomy trains - force transmission. W: Schleip R, Findley T, Chaitow L, Huijing P. *Fascia: The Tensional Network of the Human Body. The science and clinical applications in manual and movement therapy.* Churchill Livingstone Elsevier 2012, 155-161.
95. Serra-Añó P, Inglés M, Bou-Catalá C, Iraola-Lliso A, Espí-López G. Effectiveness of myofascial release after breast cancer surgery in women undergoing conservative surgery and radiotherapy: a randomized controlled trial. *Support Care Cancer* 2019, 27(7):2633-2641.
96. Simmonds N, Miller P, Gemmell H. A theoretical framework for the role of fascia in manual therapy. *J Bodyw Mov Ther.* 2012, 16(1):83-93.
97. Sinderby C, Lindstrom L, and Grassino A. Automatic assessment of electromyogram quality *J appl physiol.* 1995, 01:1803-1815.
98. Stanek J, Sullivan T, Davis S. Comparison of Compressive Myofascial Release and the Graston Technique for Improving Ankle-Dorsiflexion Range of Motion. *J Athl Train.* 2018, 53(2):160-167.
99. Stecco C, Gagey O, Belloni A, Pozzuoli A, Porzionato A, Macchi V, Aldegheri R, De Caro R, Delmas V. Anatomy of the deep fascia of the upper limb. Second part: study of innervation. *Morphologie* 2007, 91(292): 38-43.



100. Stecco C, Macchi V, Porzionato A, Duparc F, De Caro R. The fascia: the forgotten structure. *Ital J Anat Embryol.* 2011;116(3):127-38.
101. Stecco A, Masiero S, Macchi V, Stecco C, Porzionato A, De Caro R. The pectoral fascia: anatomical and histological study. *J. Bodyw. Mov. Ther.* 2008, 13:255-261.
102. Stecco C, Porzionato A, Lancerotto L, Stecco A, Macchi V, Ann Day J, De Caro R, Histological study of the deep fasciae of the limbs. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2008, 12: 225-230.
103. Stecco C, Macchi V, Porzionato A, Morra A, Parenti A, Stecco A, Delmas V, De Caro R. The ankle retinacula: morphological evidence of the proprioceptive role of the fascial system. *Cells Tissues Organs* 2010, 192(3): 200-210.
104. Stecco C, Stern R, Porzionato A, Macchi V, Masiero S, Stecco A, De Caro R. Hyaluronan within fascia in the etiology of myofascial pain. *Surg Radiol Anat.* 2011, 33(10): 891-896.
105. Stecco C, Pirri C, Fede C, Fan C, Giordani F, Stecco L, Foti C, De Caro R. Dermatome and fasciatome. *Clin Anat.* 2019, 32(7): 896-902.
106. Tesarz J, Hoheisel U, Wiedenhöfer B, Mense S. Sensory innervation of the thoracolumbar fascia in rats and humans. *Neuroscience* 2011, 194: 302-308.
107. Tozzi P, Bongiorno D, Vitturini C. Fascial release effects on patients with non-specific cervical or lumbar pain. *J Bodyw Mov Ther.* 2011, 15(4): 405-416.
108. Tubbs R, Caycedo F, Oakes W, Salter E. Descriptive anatomy of the insertion of the biceps femoris muscle. *Clin Anat.* 2006, 19(6): 517-521.
109. Turrina A, Martínez-González M, Stecco C. The muscular force transmission system: role of the intramuscular connective tissue. *J Bodyw Mov Ther.* 2013, 17(1): 95-102.

110. Wilke J, Krause F, Vogt L, Banzer W. What Is Evidence-Based About Myofascial Chains: A Systematic Review. *Arch Phys Med Rehabil.* 2016, 97(3): 454-461.
111. Wilke J, Krause F. Myofascial chains of the upper limb: A systematic review of anatomical studies. *Clin Anat.* 2019, 32(7): 934-940
112. XinYe, Travis W Beck, Natan P Wages. Prolonged passive static stretching-induced innervation zone shift in biceps brachii. *Appl. Physiol. Nutr. Metab.* 2015, 40(5): 482-488.
113. Ye X, Beck T, Wages N. Relationship between innervation zone width and mean muscle fiber conduction velocity during a sustained isometric contraction. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2015,15(1):95-102.
114. Xu Q, Chen B, Wang Y, Wang X, Han D, Ding D, Zheng Y, Cao Y, Zhan H, Zhou Y. The Effectiveness of Manual Therapy for Relieving Pain, Stiffness, and Dysfunction in Knee Osteoarthritis: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Pain Physician* 2017, 20(4):229-243.

## STRESZCZENIE

**TYTUŁ ROZPRAWY DOKTORSKIEJ:** WPŁYW MOBILIZACJI POWIĘZI PODUDZIA NA WŁAŚCIWOŚCI BIOELEKTRYCZNE I MECHANICZNE MIĘŚNIA BRZUCHATEGO ŁYDKI ORAZ DWUGŁOWEGO UDA

**SŁOWA KLUCZOWE:** mobilizacja powięzi, miometria, elektromiografia wysokiej rozdzielczości przestrzennej, elektromiografia

**Wstęp:** W terapii manualnej stosowane jest wiele technik terapeutycznych ukierunkowanych na struktury powięziowe i wpływających za ich pośrednictwem na funkcje układu ruchu. Fizjologiczne mechanizmy wpływu technik terapii manualnej usystematyzowane są w trzy typy: mechaniczne, neurofizjologiczne oraz nieneurologiczne. Żadna z mechanizmów działania technik terapii manualnej samodzielnie nie wyjaśnia obserwowanych w praktyce efektów terapeutycznych. W prezentowanej pracy ocenie eksperymentalnej poddano technikę mobilizacji powięzi podudzia wykorzystującą wielokrotny jednokierunkowy ruch ślizgu powięzi powierzchownej względem powięzi głębokiej, mobilizacja przebiegała zgodnie z funkcjonalnym kierunkiem działania wypadkowych sił generowanych przez opracowywane mięśnie.

**Celem pracy** Celem badań była ocena właściwości mechanicznych i aktywności elektromiograficznej mięśnia brzuchatego łydki i dwugłowego uda, odpowiednio w funkcji zginania podszwowego stopy oraz zginania w stawie kolanowym, powstałych na skutek jednorazowego zastosowania techniki mobilizacji powięzi głębokiej podudzia. Sformułowano następujące hipotezy:

1. Jednorazowe zastosowanie techniki mobilizacji powięzi podudzia spowoduje zmianę aktywności elektromiograficznej mięśnia brzuchatego łydki oraz mięśnia dwugłowego uda.
2. Jednorazowe zastosowanie techniki mobilizacji powięzi podudzia spowoduje zmianę właściwości mechanicznych mięśnia brzuchatego łydki oraz

mięśnia dwugłowego uda, wyrażonych parametrami miometrycznymi zarejestrowanymi w warunkach spoczynku oraz submaksymalnego skurczu.

**Material i metody:** W badaniu wzięło udział 38 nietreningujących zdrowych mężczyzn w wieku 20-30 lat. Badano wpływ interwencji techniką mobilizacji powięzi podudzia (TMPP) na parametry opisujące właściwości mechaniczne oraz elektrofizjologiczne badanych mięśni - głowy bocznej brzuchatego łydki (GC) w funkcji zgięcia podszwowego w stawie skokowym oraz głowy długiej dwugłowego uda (BF) w zgięciu w stawie kolanowym, niedominującej kończyny dolnej. Badanie miometryczne (MYO) oraz elektromiograficzne wysokiej rozdzielczości przestrzennej (HdEMG) wykonywano przed interwencją, aplikowano interwencję i ponownie wykonywano badanie MYO i HdEMG w izometrycznym submaksymalnym skurczu dowolnym (30% MVC). Badanie MYO wykonywano również w warunkach spoczynku. Interwencji dokonywano techniką mobilizacyjną powięzi podudzia (TMPP), miękkotkankową techniką terapii manualnej, aplikowaną jednorazowo manualnie na grzbietowej powierzchni podudzia w miejscu przejścia brzośca w ścięgno mięśnia płaszczkowatego łydki. W celu oceny zmian mechanicznych właściwości mięśnia analizowano: moment siły mięśniowej, rozkład mocy widma barw (histogramy) map IZ HdEMG, parametry miometryczne GC i mięśnia BF w submaksymalnym skurczu, parametry miometryczne mięśnia GC i mięśnia BF w spoczynku. W celu oceny aktywności bioelektrycznej mięśnia GC oraz BF analizowano: mapy rozkładu stref inervacji (IZ HdEMG), średnią amplitudę sygnału EMG (RMS EMG), medianę częstotliwości rozkładu mocy widma EMG (Mdf EMG) w submaksymalnym skurczu. Analizy statystycznej dokonywano w programie SPSS (IBM 1.0.0.1508., USA). Wartość  $p \leq 0.05$  została przyjęta jako poziom uznania istotności statystycznej wyników analiz. Rozkłady zmiennych sprawdzono testem normalności rozkładu Shapiro-Wilka. Analizę parametrów o rozkładzie normalnym wykonano za pomocą testu t-Studenta dla prób zależnych. Parametry niespełniające kryterium normalności rozkładu zostały porównane przy zastosowaniu testu Wilcoxon dla par obserwacji.

**Wyniki:** Istotnie statystycznie ( $p=0,03$ ) wzrosła wartość RMS EMG po interwencji TMPP sygnału zarejestrowanego na mięśniu brzuchatym łydki, podczas submaksymalnego izometrycznego skurczu w funkcji zgięcia podszwowego w stawie skokowym. Analiza statystyczna różnic wykazała istotne statystycznie wzrosty parametrów miometrycznych: częstotliwości miometrycznej ( $p=0,02$ ), sztywności miometrycznej ( $p=0,01$ ) oraz czasu relaksacji tkanki po odkształceniu ( $p=0,04$ ), zmierzonych z mięśnia dwugłowego uda w warunkach spoczynku po zastosowaniu interwencji TMPP.

**Wnioski:**

1. Jednorazowa mobilizacja powięzi podudzia spowodowała wzrost amplitudy sygnału EMG mięśnia brzuchatego łydki podczas submaksymalnego skurczu dowolnego.
2. Wartości mediany częstotliwości sygnału EMG mięśnia brzuchatego łydki i dwugłowego uda oraz amplituda sygnału EMG mięśnia dwugłowego uda podczas submaksymalnego skurczu dowolnego nie uległy zmianie po zastosowaniu mobilizacji powięzi podudzia.
3. Jednorazowa mobilizacja powięzi podudzia nie wpływa na mapę funkcjonalnej strefy inervacji mięśnia brzuchatego łydki i dwugłowego uda.
4. Jednorazowa mobilizacja powięzi podudzia spowodowała wzrost spoczynkowej miometrycznej sztywności, częstotliwości, czasu relaksacji tkanki po odkształceniu mięśnia dwugłowego uda, natomiast parametry miometryczne mięśnia brzuchatego łydki nie uległy zmianie.
5. Parametry miometryczne mierzone podczas skurczu submaksymalnego badanych mięśni nie uległy zmianie po zastosowaniu jednorazowej mobilizacji powięzi podudzia.

## ABSTRACT

**TITLE:** THE INFLUENCE OF CALF FASCIA MOBILIZATION ON THE BIOELECTRICAL AND MECHANICAL PROPERTIES OF THE GASTROCNEMIUS AND BICEPS FEMORIS MUSCLES

**KEYWORDS:** fascial mobilization, myometry, high density electromyography, electromyography

**Introduction:** In manual therapy, many therapeutic techniques are used. They are aimed at the fascial structures that influence the functions of the locomotor system through them. Physiological mechanisms of the influence of manual therapy techniques on the myo-fascio-skeletal system are systematized into three types: mechanical, neurophysiological and non-neurological. None of the mechanisms of operation of manual therapy techniques alone explains the therapeutic effects observed in practice. In the presented study, the calf fascia mobilization technique was subjected to experimental assessment. The applied mobilization technique used multiple unidirectional sliding movements of the superficial fascia in relation to the deep fascia. Mobilization proceeded in accordance with the functional direction of the resultant forces generated by the developed muscles.

**The aim of the study** was to evaluate mechanical properties and electromyographic activity of the gastrocnemius and biceps femoris muscles, respectively in the function of plantar flexion of the foot and knee flexion, resulting from a single application of the calf fascia mobilization technique. The following hypotheses were adopted:

1. A single application of the calf fascia mobilization technique will change the electromyographic activity of the gastrocnemius and the biceps femoris muscles.

2. A single application of the calf fascia mobilization technique will change the mechanical properties of the gastrocnemius and the biceps femoris muscles, expressed by myometric parameters.

**Material and methods:** 38 untrained healthy men aged 20-30 participated in the study. The influence of the intervention with the mobilization technique of shin fascia (TMPP) on the parameters describing mechanical and electrophysiological properties of the studied muscles - the lateral gastrocnemius head (GC) in the function of plantar flexion in the ankle joint, and the long head of the biceps femoris (BF) in the flexion of the non-dominant lower limb. Myometry (MYO) and high density electromyography (HdEMG) were performed before the intervention, while fascia mobilization intervention was applied and MYO and HdEMG tests were performed again in isometric submaximal voluntary contraction (30% MVC). MYO examination was performed additionally under the conditions of restitution. As the intervention, calf fascia mobilization technique (TMPP), a soft tissue manual therapy technique, was used. The intervention was applied once, manually, on the dorsal surface of the calf, at the muscle-tendon junction of the soleus muscle. In order to assess the changes in the mechanical properties of the muscles as a result of the applied intervention, the following were analyzed: muscle torque, power distribution of the color spectrum (histograms) of the IZ HdEMG maps, myometric parameters of the GC and BF muscles in submaximal contraction, myometric parameters of the GC and the BF at rest. In order to assess the bioelectrical activity of the GC and BF muscles the following were analyzed: innervation zone distribution maps (IZ HdEMG), mean amplitude of the EMG signal (RMS EMG), median frequency of the power spectrum distribution (Mdf EMG) in submaximal contraction (30% MVC). Statistical analysis of the obtained data was performed in the SPSS software (IBM 1.0.0.1508., USA). The  $p \leq 0.05$  value was adopted as the level of recognition of statistical significance of the results of all the analyses performed. Distribution of variables was checked with the Shapiro-Wilk test. Normally distributed parameters analyses were performed using the Student's t-test for dependent samples. Parameters that did not meet the criterion of normal distribution were compared using the Wilcoxon test.

**Results:** RMS EMG increased significantly ( $p = 0.03$ ) after the intervention of the TMPP signal recorded on the gastrocnemius muscle during submaximal isometric contraction as a function of plantar flexion in the ankle joint. The statistical analysis of the differences showed statistically significant increases in myometric parameters, myometric frequency, ( $p = 0.02$ ), myometric stiffness, ( $p = 0.01$ ) and the relaxation time of the tissue after deformation ( $p = 0.04$ ) measured from the biceps muscle of the thigh in resting conditions, after the application of TMPP intervention.

**Conclusions:**

1. One-time mobilization of calf fascia caused an increase in the amplitude of the EMG signal of the gastrocnemius muscle during submaximal voluntary contraction.
2. The median EMG signal frequency of the gastrocnemius and biceps femoris muscles and the EMG signal amplitude of the biceps femoris during submaximal voluntary contraction did not change after the mobilization of calf fascia.
3. One-time mobilization of calf fascia does not affect the map of the functional innervation zone of the gastrocnemius and biceps femoris muscles.
4. One-time mobilization of calf fascia caused an increase in resting myometric stiffness, frequency, and tissue stress relaxation time of the biceps femoris muscle, while the myometric parameters of the gastrocnemius muscle did not change.
5. Myometric parameters measured during submaximal voluntary contraction of the examined muscles did not change after one-time mobilization of calf fascia.



## SPIS RYCIN

Rycina 1. Schemat organizacji eksperymentu, z uwzględnieniem chronologicznie wykonywanych pomiarów (zgodnie ze wskazaniem strzałki, od góry). MF - rejestracja momentu siły, HdEMG - rejestracja sygnałów EMG wysokiej rozdzielczości przestrzennej, MYO - rejestracja parametrów miometrycznych, GC - Głowa przyśrodkowa mięśnia brzuchatego łydki; BF-głowa długa mięśnia dwugłowego uda; MVC - maksymalny dowolny skurcz izometryczny, 30% MVC - submaksymalny dowolny skurcz izometryczny, USG lokalizacyjne - ultrasonograficzna lokalizacja badanych struktur.....	26
Rycina 2. Stanowisko badawcze wraz z aparaturą pomiarową oraz pozycją osoby badanej w trakcie eksperymentu .....	31
Rycina 3. Ułożenie macierzy elektrod HdEMG na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki oraz głowie długiej mięśnia dwugłowego uda.....	34
Rycina 4. Macierz elektrodowa HdEMG wraz z wymiarami. Conector (1,2,3,4,) - zbiorcze łącze kanałów.....	34
Rycina 5. Wykonanie pomiaru miometrycznego na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki	40
Rycina 6. Aplikacja techniki mobilizacji powięzi podudzia (TMPP) .....	43
Rycina 7. Uśredniona w ramach grupy badanej, mapa rozkładu stref inervacji (IZ) na macierzy HdEMG dla pomiarów wykonanych na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki (GC) w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym. Wartość 1 (kolory czerwony i ciemnoczerwony) oznacza najniższe wartości współczynnika korelacji krzyżowej amplitudy EMG na macierzy HdEMG, co odpowiada obecności strefy inervacji. Kierunek głowowy znajduje się po stronie prawej mapy (kolumna 13).....	48
Rycina 8. Uśredniona w ramach grupy badanej, mapa rozkładu stref inervacji (IZ) na macierzy HdEMG dla pomiarów wykonanych na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda	

- w funkcji zginania w stawie kolanowym. Wartość 1 (kolory czerwony i ciemnoczerwony) oznacza najniższe wartości współczynnika korelacji krzyżowej amplitudy EMG na macierzy HdEMG, co odpowiada obecności strefy inervacji. Kierunek głowowy znajduje się po stronie prawej mapy (kolumna 13).....48
- Rycina 9. Histogramy rozkładów mocy widma uśrednionej mapy stref inervacji (IZ) na macierzy HdEMG dla pomiarów wykonanych na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki (GC) w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym .....49
- Rycina 10. Histogramy rozkładów mocy widma uśrednionej mapy stref inervacji (IZ) na macierzy HdEMG dla pomiarów wykonanych na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda (BF) w funkcji zginania w stawie kolanowym.....50
- Rycina 11. Wartości średnie wraz odchyleniami standardowymi amplitudy sygnału EMG (RMS EMG) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zgięcia podszwowego stopy na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki (GC).....51
- Rycina 12. Wartości średnie wraz odchyleniami standardowymi częstotliwości sygnału EMG (Mdf EMG) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zgięcia podszwowego w stawie skokowym na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki (GC).....52
- Rycina 13. Wartości średnie wraz odchyleniami standardowymi amplitudy sygnału EMG (RMS EMG) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zgięcia w stawie kolanowym na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda (BF).....53
- Rycina 14. Wartości średnie wraz odchyleniami standardowymi miometrycznej częstotliwości F- MYO, przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane w warunkach spoczynku na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki (GC) .....54

- Rycina 15. Wartości mediany wraz kwartylami 1 i 3 miometrycznej częstotliwości (F-MYO), przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane warunkach spoczynku na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki .....55
- Rycina 16. Wartości mediany wraz kwartylami 1 i 3 i miometrycznej elastyczności (D-MYO) i sztywności (S-MYO) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane warunkach w spoczynku na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki. ...56
- Rycina 17. Wartości średnie wraz odchyleniami standardowymi miometrycznego: czasu relaksacji (R-MYO) oraz pełzania/płynności. tkanki (C-MYO) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane warunkach w warunkach spoczynku na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki (GC) .....57
- Rycina 18. Wartości mediany wraz kwartylami 1 i 3 miometrycznej częstotliwości (F-MYO) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane w warunkach spoczynku na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda. ....58
- Rycina 19. Wartości mediany wraz kwartylami 1 i 3 miometrycznej elastyczności (D-MYO) i sztywności (S-MYO) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane warunkach spoczynku na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda.....59
- Rycina 20. Wartości mediany wraz kwartylami 1 i 3, miometrycznej relaksacji (R-MYO) i pełzanie/płynność tkanki (C-MYO), przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia, zarejestrowanych w warunkach spoczynku na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda...60
- Rycina 21. Wartości średnie wraz odchyleniami standardowymi miometrycznej częstotliwości F-MYO przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zgięcia podszwowego w stawie skokowym na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki (GC).....61
- Rycina 22. Wartości mediany wraz kwartylami 1 i 3 miometrycznej elastyczności (D-MYO) i wartości średnie wraz odchyleniami standardowymi miometrycznej sztywności (S-MYO) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia, zarejestrowane

w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki .....62

Rycina 23. Wartości mediany wraz kwartylami 1 i 3 miometrycznego czasu relaksacji (R-MYO) i pełzania/płynności tkanki (C-MYO) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki ..63

Rycina 24. Wartości średnie wraz odchyleniami standardowymi, miometrycznej częstotliwości F-MYO, przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zgięcia w stawie kolanowym na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda (BF).....64

Rycina 25. Wartości średnie wraz odchyleniami standardowymi miometrycznej elastyczności (D-MYO) oraz wartości mediany wraz kwartylami 1 i 3 miometrycznej sztywności (S-MYO) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zginania w stawie kolanowym na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda. ....65

Rycina 26. Wartości mediany wraz kwartylami 1 i 3, miometrycznego czasu relaksacji (R-MYO) oraz pełzania/płynności tkanki (C-MYO) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zginania w stawie kolanowym na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda.....66

Rycina 27. Wartości średnie wraz z odchyleniami standartowymi siły mięśniowej przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym .....67

Rycina 28. Wartości średnie siły mięśniowej przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia, wraz z odchyleniami standardowymi, zarejestrowane w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zgięcia podeszwowego w stawie skokowym .....68

## SPIS TABEL

- Tabela 1. Antropometryczna charakterystyka grupy badanych osób (n=38).....24
- Tabela 2. Współczynniki korelacji Spearmana ( $\mathfrak{K}$ ) lub wartość korelacji Pearsona ( $\mathfrak{P}$ ), pomiędzy parametrami miometrycznymi zarejestrowanymi w spoczynku a parametrami elektromiograficznymi zarejestrowanymi podczas skurczu w funkcji zginania podeszwowego dla głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki (GC) przed i po interwencji zastosowanej..70
- Tabela 3. Współczynniki korelacji Spearmana ( $\mathfrak{K}$ ) lub wartość korelacji Pearsona ( $\mathfrak{P}$ ), pomiędzy parametrami miometrycznymi a parametrami elektromiograficznymi zarejestrowanymi podczas skurczu w funkcji zginania podeszwowego, na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki (GC), przed i po zastosowanej interwencji TMPP .....72
- Tabela 4. Współczynniki korelacji Spearmana ( $\mathfrak{K}$ ) lub wartość korelacji Pearsona ( $\mathfrak{P}$ ), pomiędzy parametrami miometrycznymi zarejestrowanymi w spoczynku a parametrami elektromiograficznymi zarejestrowanymi podczas skurczu w funkcji zgięcia w stawie kolanowym, na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda (BF) przed i po interwencji zastosowanej.....74
- Tabela 5. Współczynniki korelacji Spearmana ( $\mathfrak{K}$ ) lub wartość korelacji Pearsona ( $\mathfrak{P}$ ) pomiędzy parametrami miometrycznymi a parametrami elektromiograficznymi zarejestrowanymi podczas skurczu w funkcji zginania w stawie kolanowym na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda (BF) .....75