

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO
IM. POLSKICH OLIMPIJCZYKÓW
WE WROCŁAWIU
WYDZIAŁ FIZJOTERAPII

Sławomir Chomiak

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

Autoreferat rozprawy doktorskiej wykonanej w Zakładzie Kinezylogii
Wydziału Fizjoterapii Akademii Wychowania Fizycznego im. Polskich
Olimpijczyków we Wrocławiu

Promotor:

Prof. dr hab. Katarzyna Kisiel-Sajewicz,

Recenzenci:

prof. dr hab. Małgorzata Paprocka-Bobrowicz

dr hab. Bogdan Bacik, prof. AWF Katowice

WROCŁAW 2022

SPIS TREŚCI

SPIS TREŚCI	2
I WSTĘP	5
I 2. Badania nad fizjologicznymi mechanizmami działania technik terapii manualnej....	7
II CEL PRACY	11
III HIPOTEZY	11
IV MATERIAŁY I METODY BADAWCZE.....	12
IV 1. Osoby badane.....	12
IV 2. Koncepcja badań.....	14
IV 3. Protokół badawczy.....	16
IV 4. Stanowisko badawcze oraz pozycja badanego podczas wykonywanych badań elektromiograficznych, miometrycznych i aplikacji interwencji mobilizacji powięzi podudzia	19
IV 5. Ultrasonograficzna lokalizacja badanych struktur.....	20
IV 6. Rejestracja elektromiografii wysokiej rozdzielczości przestrzennej (HdEMG)....	21
IV 6.1 Obróbka i analiza sygnału HdEMG	21
IV 6.2 Lokalizacja funkcjonalnej strefy inervacji głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki i głowy długiej mięśnia dwugłowego uda przed i po zastosowanej interwencji	22
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	22
IV 7. Pomiary miometryczne (MYO) w spoczynku oraz podczas skurczu submaksymalnego izometrycznego w funkcjach zginania podszwowego w stawie skokowym oraz zginania w stawie kolanowym	23

IV 8. Obróbka danych miometrycznych	24
IV 9. Interwencja manualna techniką mobilizacji powięzi podudzia (TMPP)	25
IV 10. Analizowane parametry.....	26
IV 11. Metody statystyczne.....	29
V WYNIKI.....	30
V 1. Analizy map rozkładu stref inervacji głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki oraz głowy długiej mięśnia dwugłowego uda wyznaczanych z zastosowaniem HdEMG (IZ HdEMG).....	30
V 2. Elektromiograficzna ocena aktywności bioelektrycznej badanych mięśni przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia	33
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	33
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	34
V 3.1 Wyniki analizy parametrów miometrycznych przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia, zmierzone w spoczynku	35
V 3.1.1 Parametry miometryczne głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki..	35
V 3.1.2 Parametry miometryczne głowy długiej mięśnia dwugłowego uda.....	37
V 3.2. Wyniki analizy parametrów miometrycznych przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia, zmierzonych podczas submaksymalnego skurczu	39
V 3.2.1 Parametry miometryczne głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki podczas zginania podszwowego w stawie skokowym.....	39

V 3.2.2 Parametry miometryczne głowy długiej mięśnia dwugłowego uda podczas zginania w stawie kolanowym	41
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	43
V 5. Wyniki analizy zależności parametrów miometrycznych z parametrami elektrofizjologicznymi	44
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	44
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.....	46
VII WNIOSKI.....	48
VIII PIŚMIENNICTWO.....	49

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. Badawcza weryfikacja doświadczeń i opinii 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). 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.

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). Ważnym kierunkiem teoretycznych rozważań, badań eksperymentalnych i klinicznych jest poznawanie zjawisk zachodzących w sieci powięziowej w odpowiedzi na bodźce fizyczne. Autorzy prac teoretycznych (Purslow, 2020) i badawczych (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. 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 A i wsp., 2008). W wielości połączeń mechanicznych oraz licznych mechanoreceptorach zlokalizowanych w powięzi (Schleip, 2003; Stecco C 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.

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 szkieletowych. 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.

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. Struktury zewnątrzmięśniowe zbudowane są z 2 do 3 warstw włókien kolagenowych o różnej w stosunku do siebie orientacji przebiegu. Pomiędzy warstwami zewnątrzmięśniowej powięzi znajduje się luźna sieć włókien kolagenowych pozwalająca na przesuwalność poszczególnych warstw względem siebie. W obrębie struktur mięśniowo-powięziowych badanych w niniejszej pracy występują połączenia na poziomie zewnątrzmięśniowych warstw powięzi głębokiej (Stecco C i Dupac, 2011a, Wilke i wsp. 2016). Dowody istnienia 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 w praktyce fizjoterapeutycznej interwencji na wiele czynników (mechanicznych, biochemicznych i neurofizjologicznych,) działających równolegle. 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 densyfikację 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. Dostępna literatura dostarcza jednak ograniczoną ilość eksperymentalnych dowodów tego rodzaju mechanizmów wpływu technik terapii manualnej na funkcję układu mięśniowo-powięziowego.

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. Hinz i Gabbiani (2003) 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 aferencję mechanoreceptywną, niezmielinizowanych włókien C (typu IV). Ten rodzaj aferencji, prawdopodobnie na drodze odruchowej, może wpływać na pętlę gamma i regulację tonusu mięśniowego, na drodze statycznego odruchu na rozciąganie. 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.

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 endokannabinoidowy (Fede i wsp., 2020), mający wpływ na właściwości fizykochemiczne macierzy międzykomórkowej tkanki łącznej oraz przebudowę fibroblastów (McPartland, 2008). Za prawdopodobny długoterminowy mechanizmów wpływ 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) wykazują, że większa siła nacisku zastosowana podczas mobilizacji wzmagą 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.

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). W analizowanej 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.

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 mechanomiograficznego sygnału w trakcie interwencji w stosunku do szumu w warunkach spoczynku w obu badanych łańcuchach. Wzrost amplitudy EMG zanotowano wyłącznie dla łańcucha w kończynie dolnej.

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 masaże, 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.

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 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.

Kryteria włączające do grupy badanej:

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

Kryteria wyłączające z grupy badanej:

- 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 [kg/m ²]	Dominująca kończyna dolna	
					P	L
n	38				34	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

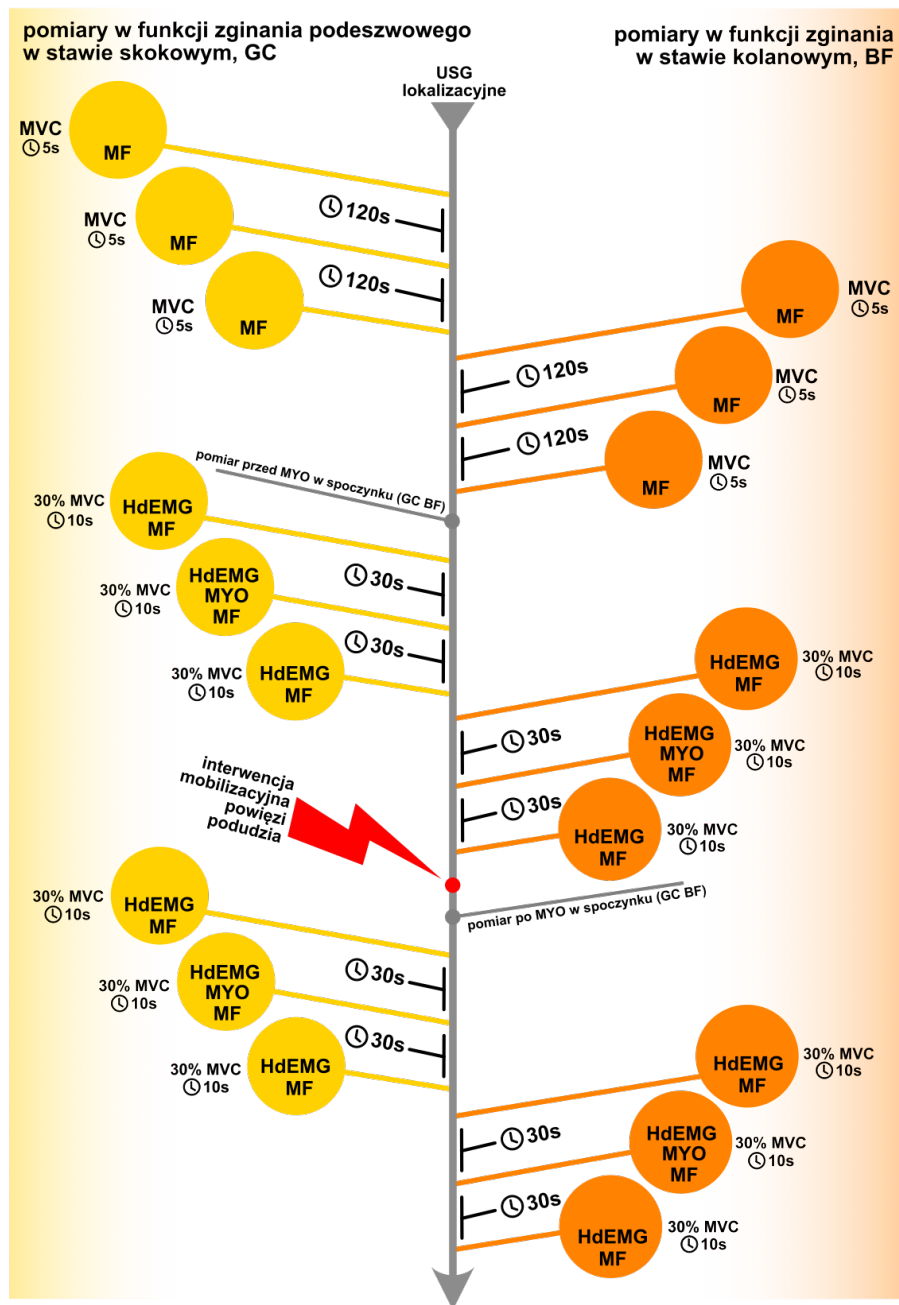
IV 2. Koncepcja badań

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:

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 w 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 przysrodkowa 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 uniemożliwiało 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 (z wzrokowym biofeedbackiem sygnału siły) 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).



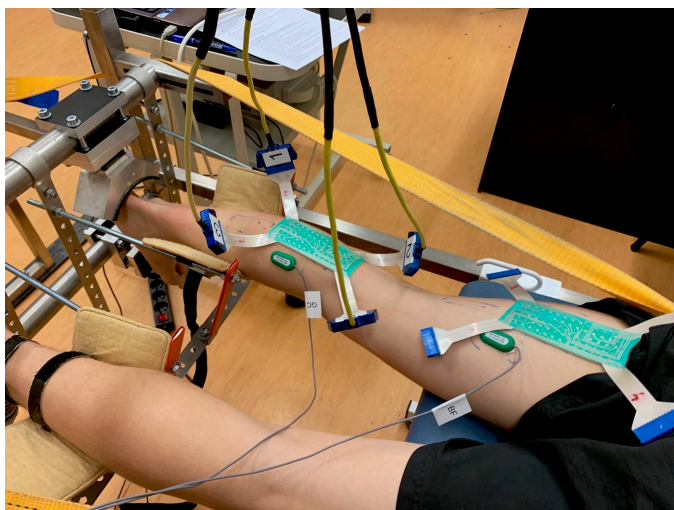
Rycina 2. Stanowisko badawcze wraz z aparaturą pomiarową oraz pozycją osoby badanej w trakcie eksperymentu.

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 oraz miejsc pomiarów miometrycznych. Dążono tym samym do zmniejszenia prawdopodobieństwa popełnienia błędu w umiejscowieniu dużej macierzy elektrod HdEMG relatywnie do wielkości mięśnia. Badania z wykorzystaniem USG wykonywała zawsze ta sama osoba, posiadająca kwalifikacje w zakresie stosowania tej metody. Do lokalizacji z wykorzystaniem obrazowania 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 Teleded 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 mm² (Rycina 3). 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.



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

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.

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. Na podstawie map stref inervacji wyznaczono pola powierzchni macierzy HdEMG, w których prawdopodobieństwo

znajdowania się strefy inervacji jest najmniejsze skąd analizowano bipolarny sygnał EMG.

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.

W celu redukcji 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 $(k1-k2)-(k2-k3)$. Obróbki 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). Do analizy w dziedzinie częstotliwości użyto mediany częstotliwości (wartości środkowej częstotliwości, z ang. median frequency, MdF). 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. 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.

W czasie pomiaru w spoczynku osoby badane otrzymywały instrukcje, aby się rozluźnić. Ze względu na pozycję badana osoba nie widziała miejsca wykonywania pomiaru, jednorazowy pomiar miometryczny 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.

W trakcie pomiaru miometrycznego w warunkach izometrycznego skurczu 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.

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 było powtarzalne (oznaczone na skórze) Myoton PRO (MYOTON Ltd. London, UK) z zastosowaniem końcówki pomiarowej - A (Rycina 5).

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). W trakcie przygotowania danych do obróbki statystycznej wyliczono średnie arytmetyczne z pięciu powtórzeń dla każdego z parametrów: częstotliwości, sztywności, elastyczności, czasu relaksacji, pełzania. Dla parametru sprężystości wyliczono średnią geometryczną z uwagi na skalę logarytmiczną, w jakiej wyrażony 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 ultrasonograficznie. 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.

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). Wykonanie interwencji polegało na translatorycznym ruchu powięzi powierzchownej (skóry wraz z tkanką podskórną) względem powięzi namięsnej 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. 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



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

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 ręką 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.

IV 10. Analizowane parametry

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

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

1. Wartości siły nacisku [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_{probe} = masa mechanizmu końcówki pomiarowej. Parametr wyrażany jest w [N/m] 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 viskoelastyczne 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: $R-MYO = tR - t1$ 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: $C-MYO = R / (t1 - tT)$. 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) [μ 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

Analizę statystyczną zebranych danych wykonano stosując pakiet statystyczny SPSS firmy IBM w wersji 1.0.0.1508. Wartość $p \leq 0.05$ została przyjęta jako poziom istotności statystycznej wyników. Sprawdzenia normalności rozkładu wszystkich analizowanych parametrów dokonywano testem 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.

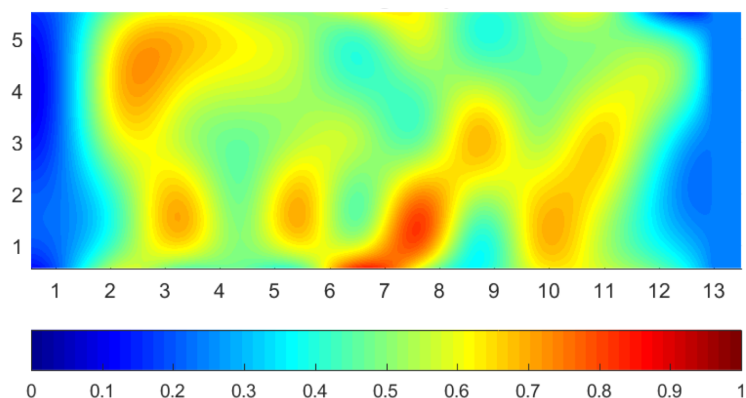
Porównanie średnich wartości parametrów elektromiograficznych i miometrycznych przed interwencją mobilizacyjną z danymi po interwencji mobilizacyjnej w przypadku parametrów o rozkładzie normalnym zostały wykonane za pomocą testu t-Studenta dla prób zależnych. Parametry elektromiograficzne i miometryczne 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.

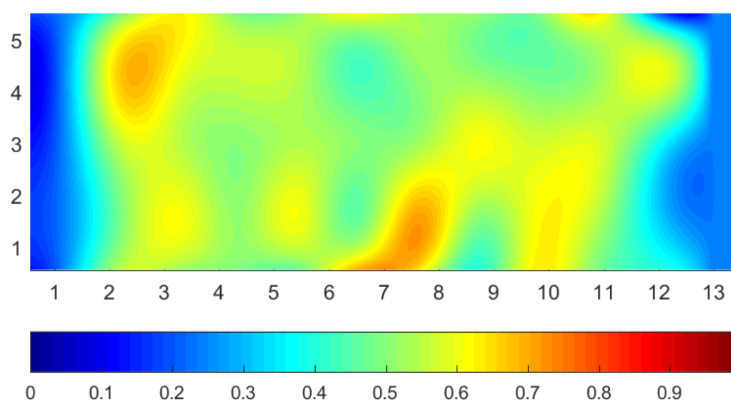
V WYNIKI

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

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.



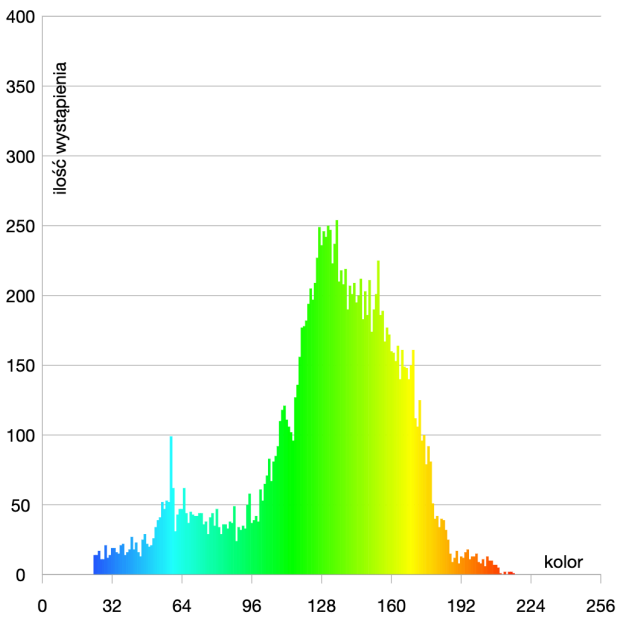
Rycina 7. Uśredniona w ramach grupy badanej, mapa rozkładu stref inercji (IZ) na macierzy HdEMG dla pomiarów wykonanych na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym. Wartość 1 (kolory czerwony i ciemnoczerwony) oznacza najniższe wartości współczynnika korelacji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



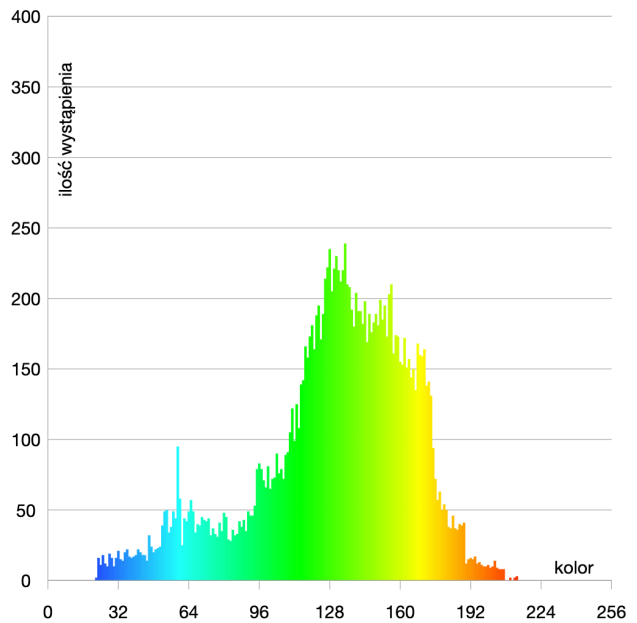
Rycina 8. Uśredniona w ramach grupy badanej, mapa rozkładu stref inercji (IZ) na macierzy HdEMG dla pomiarów wykonanych na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda w funkcji zginania w stawie kolanowym. Wartość 1 (kolory czerwony i ciemnoczerwony) oznacza najniższe wartości współczynnika korelacji krzyżowej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

Wyniki analizy statystycznej (test t-Studenta) wykazały brak istotnej statystycznie ($p=0,88$) różnicy mediany częstości występowania barw widma map rozkładu stref inercji sygnału HdEMG zarejestrowanego na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym przed i po interwencji TMPP. 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.

Widmo uśrednionych mapy IZ HdEMG mięsień brzuchaty łydki, przed interwencją

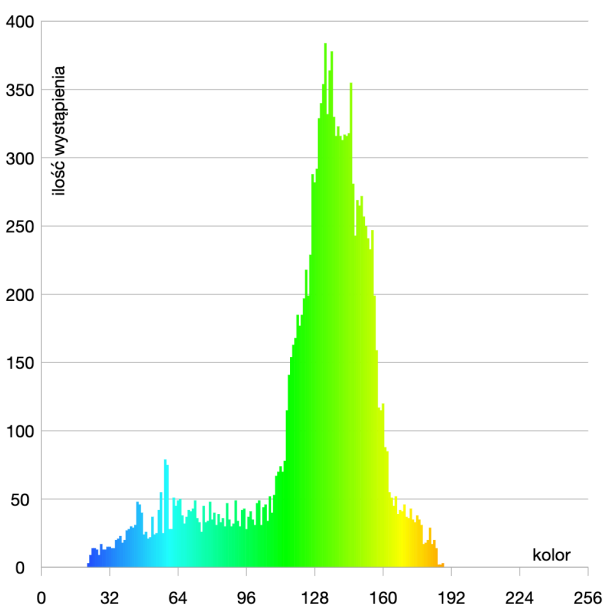


Widmo uśrednionych mapy IZ HdEMG mięsień brzuchaty łydki, po interwencji

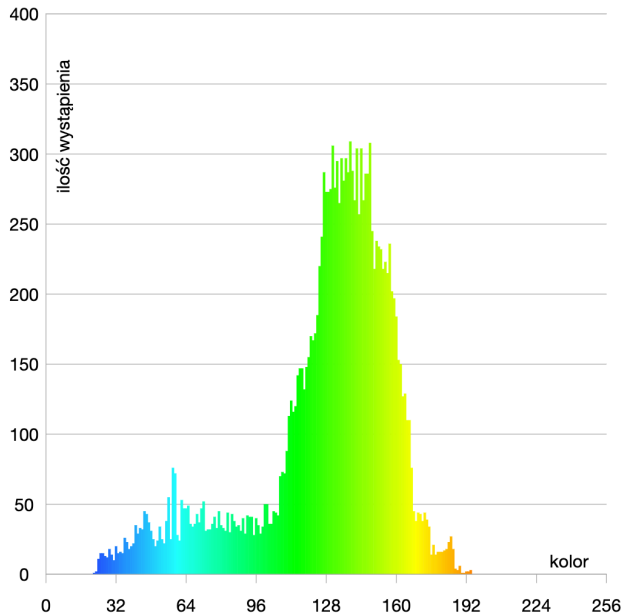


Rycina 9. Histogramy rozkładów mocy widma uśrednionej mapy stref inervacji (IZ) na macierzy HdEMG dla pomiarów wykonanych na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki w funkcji zginania podszewowego w stawie skokowym

Widmo uśrednionych mapy IZ HdEMG mięsień dwugłowy uda, przed interwencją



Widmo uśrednionych mapy IZ HdEMG mięsień dwugłowy uda, po interwencji

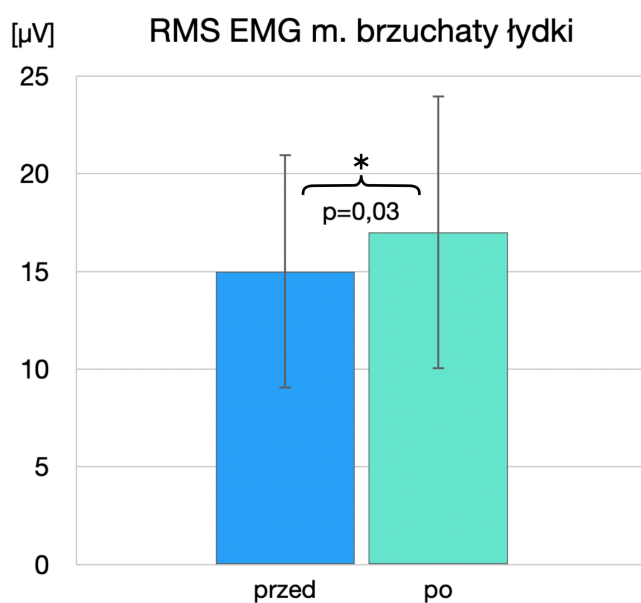


Rycina 10. Histogramy rozkładów mocy widma uśrednionej mapy stref inervacji (IZ) na macierzy HdEMG dla pomiarów wykonanych na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda w funkcji zginania w stawie kolanowym.

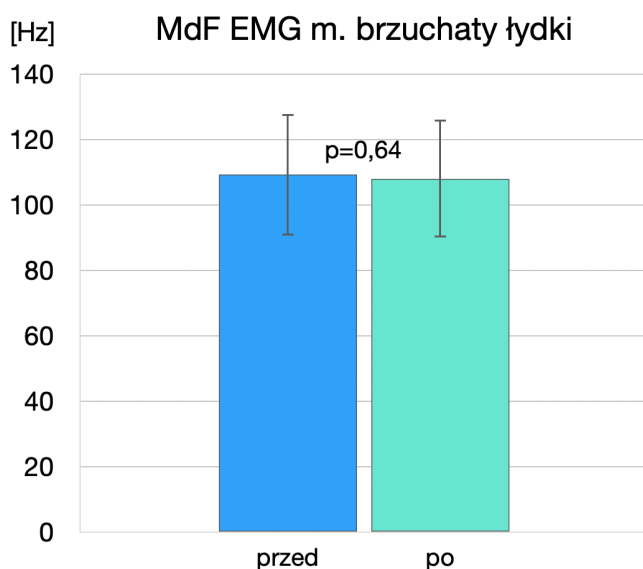
V 2. Elektromiograficzna ocena aktywności bioelektrycznej badanych mięśni przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia

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

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). Nie wykazano istotnej statystycznie różnicy ($p=0,64$) (test t-Studenta) wartości MdF EMG dla mięśnia GC sygnału zarejestrowanego przed i po interwencji mobilizacyjnej powięzi podudzia.



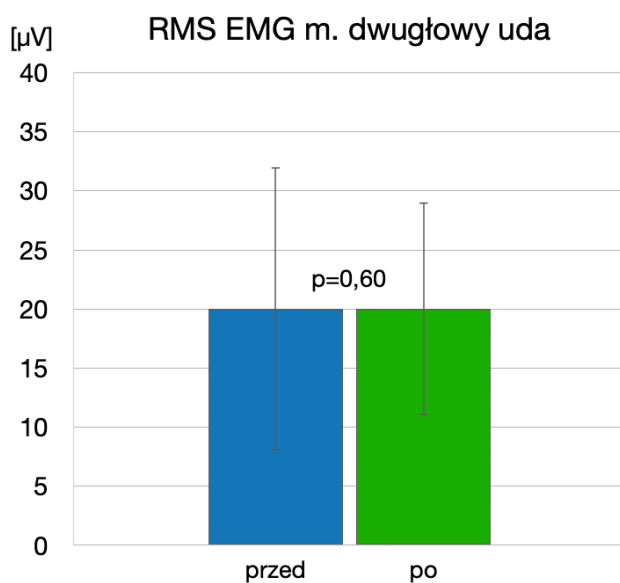
Rycina 11. Wartości średnie wraz odchyleniami standardowymi amplitudy sygnału EMG (RMS EMG) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zginania podeszwowego stopy na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki.



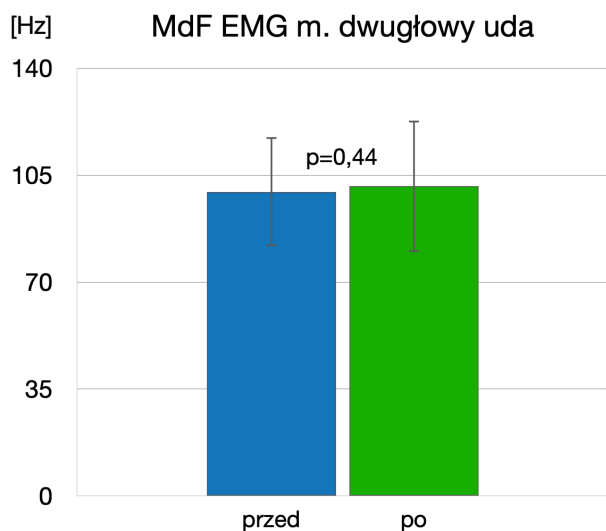
Rycina 12. Wartości średnie wraz odchyleniami standardowymi częstotliwości sygnału EMG (MdF EMG) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zginania podeszwowego w stawie skokowym na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki.

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

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. Nie wykazano istotnej statystycznie różnicy (test t-Studenta) ($p=0,44$) w wartościach parametru MdF EMG zarejestrowanego przed i po interwencji mobilizacyjnej powięzi podudzia zarejestrowanych z mięśnia BF.



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.

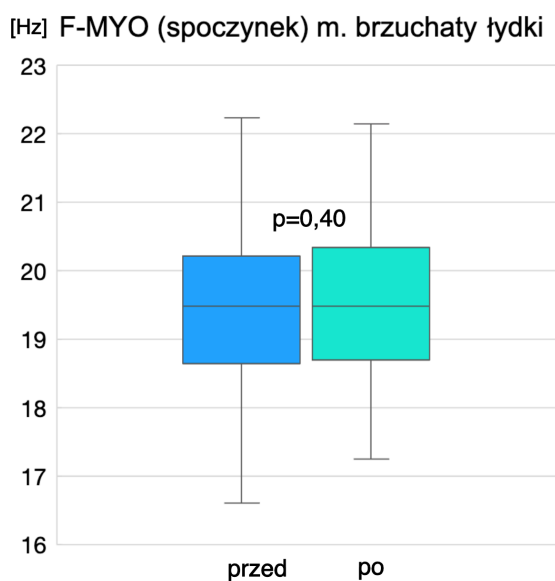


Rycina 14. Wartości średnie wraz odchyleniami standardowymi częstotliwości sygnału EMG (MdF EMG) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zginania w stawie kolanowym na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda.

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

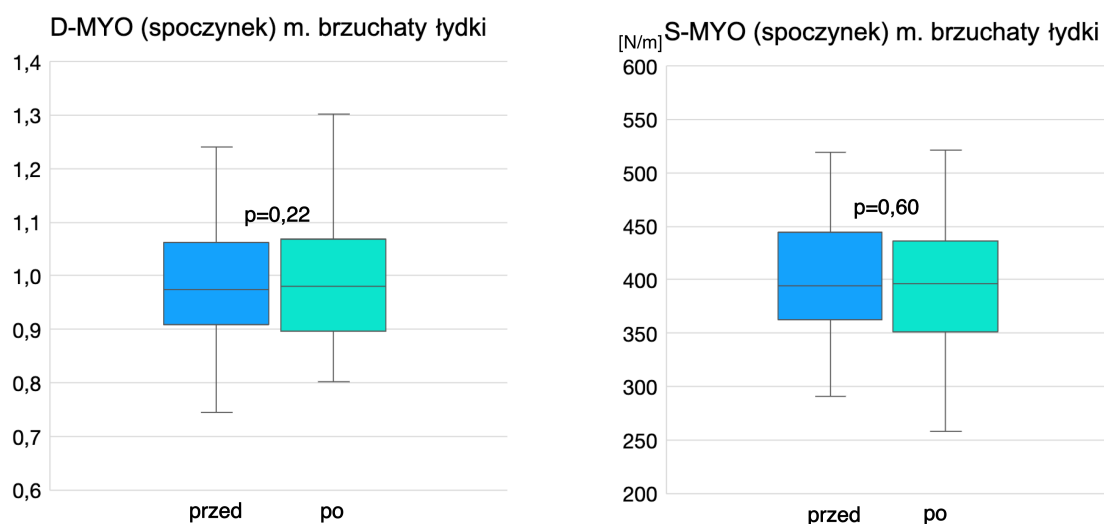
V 3.1.1 Parametry miometryczne głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki

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.



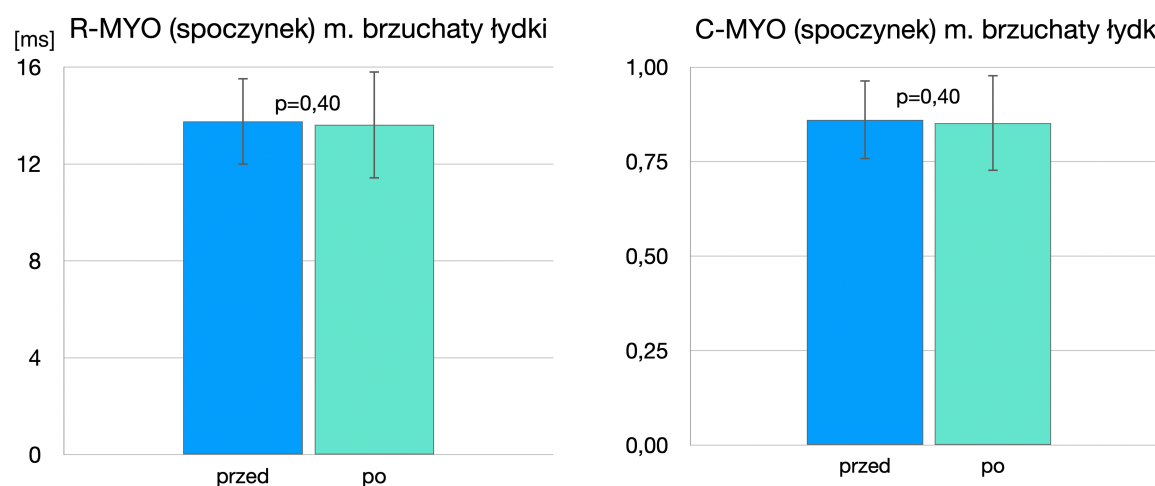
Rycina 15. Wartości mediany wraz kwartylami 1 i 3 miometrycznej częstotliwości (F-MYO), przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane warunkach spoczynku na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki.

Analiza statystyczna nie wykazała istotnych statystycznie różnic parametrów D-MYO ($p=0,22$) 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.

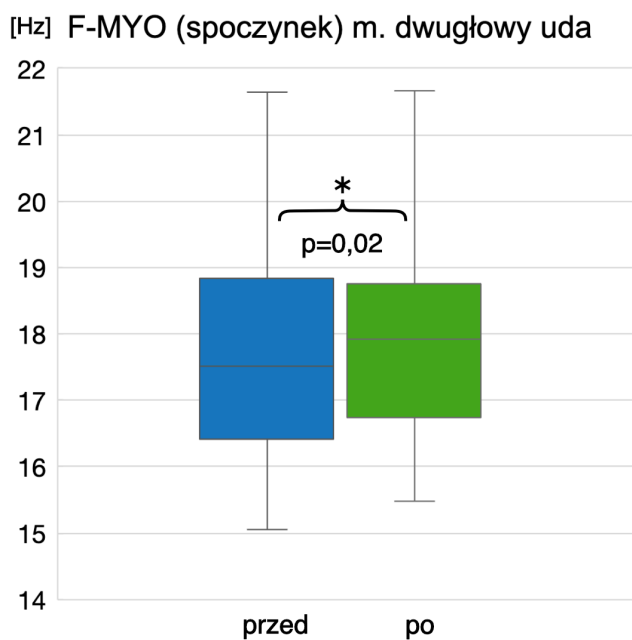
Test t-Studenta dla prób zależnych, nie wykazał istotnych statystycznie różnic parametrów R-MYO ($p=0,40$) i C-MYO ($p=0,40$) pomiędzy pomiarami wykonanymi przed i po interwencji mobilizacyjnej.



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

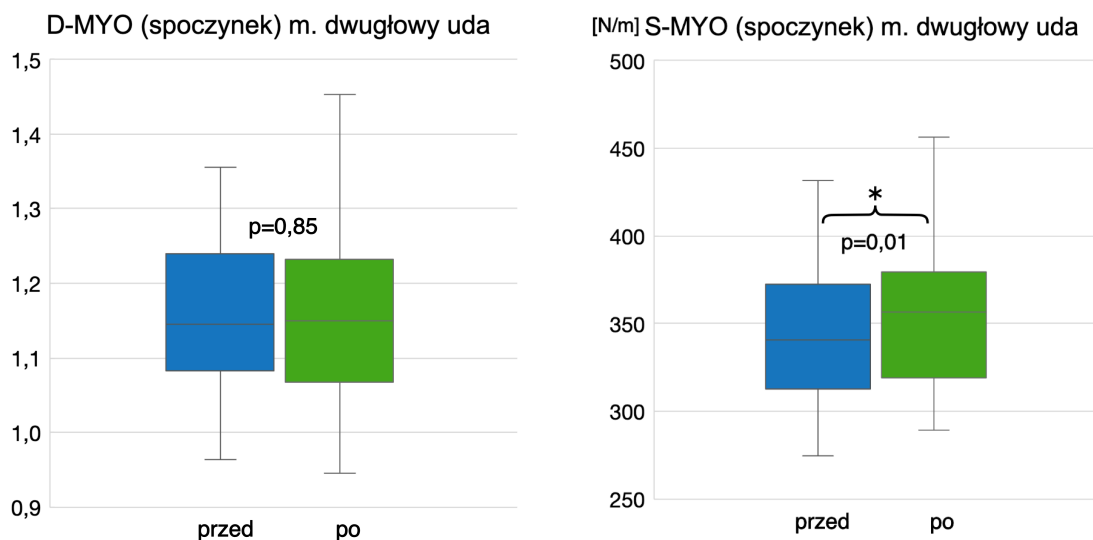
V 3.1.2 Parametry miometryczne głowy długiej mięśnia dwugłowego uda

W teście Wilcoxon dla par obserwacji wykazano istotny statystycznie ($p=0,02$) wzrost wartości parametru F-MYO dla danych zarejestrowanych z głowy długiej BF po interwencji TMPP.



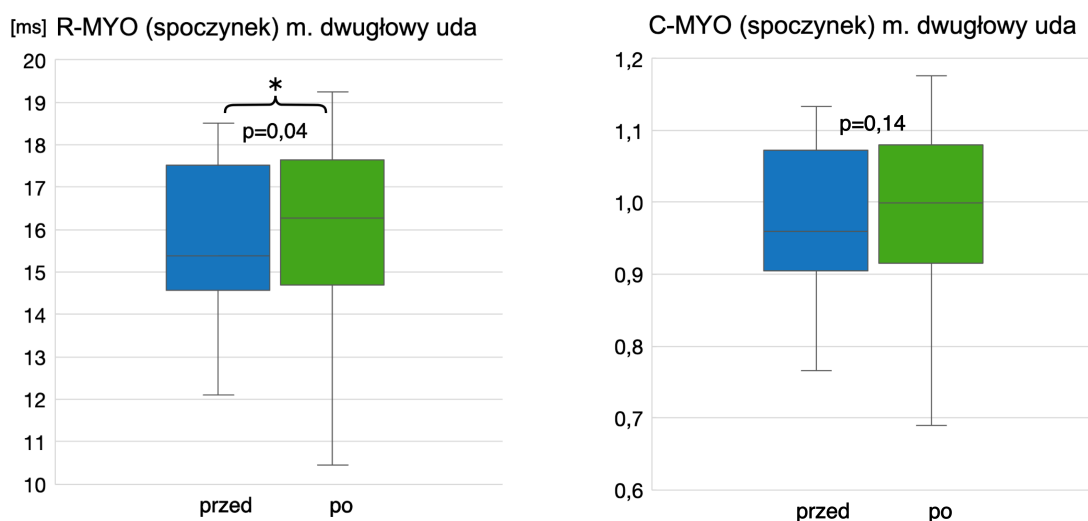
Rycina 18. Wartości mediany wraz kwartylami 1 i 3 miometrycznej częstotliwości (F-MYO) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane w warunkach spoczynku na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda.

Nie wykazano istotności statystycznej różnic przed do po interwencji TMPP parametru D-MYO (test Wilcoxon)($p=0,85$) dla na głowie długiej mięśnia BF. Istotny statystycznie ($p=0,01$) wzrost parametru S-MYO zanotowano po interwencji TMPP (test Wilcoxon).



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.

Test Wilcoxon 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 Wilcoxon) 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.

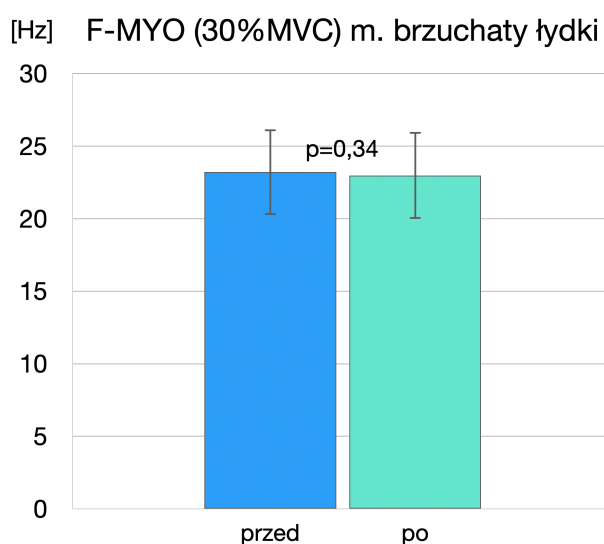


Rycina 20. Wartości mediany wraz kwartylami 1 i 3, miometrycznej relaksacji (R-MYO) i pełzanie płynność tkanki (C-MYO), przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia, zarejestrowanych w warunkach spoczynku na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda.

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

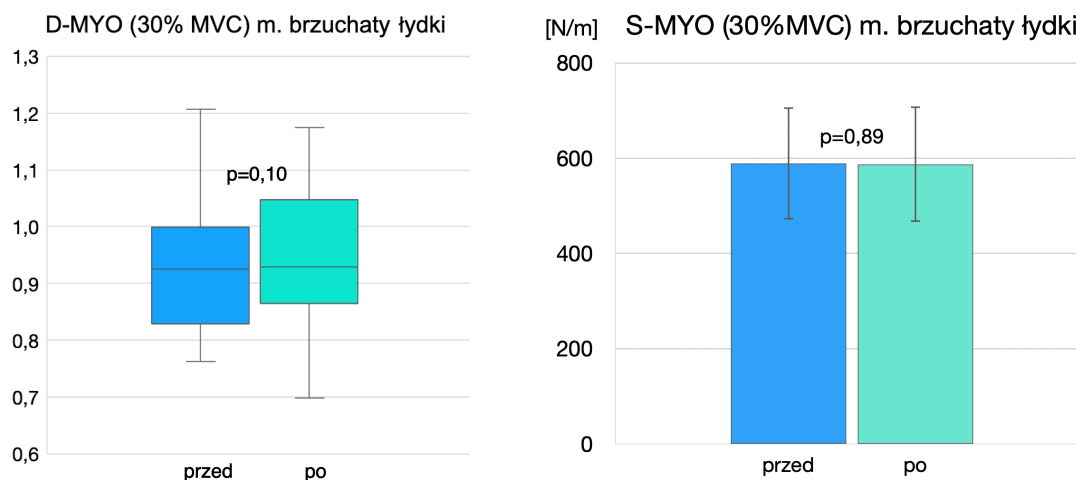
V 3.2.1 Parametry miometryczne głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki podczas zginania podszwowego w stawie skokowym

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).



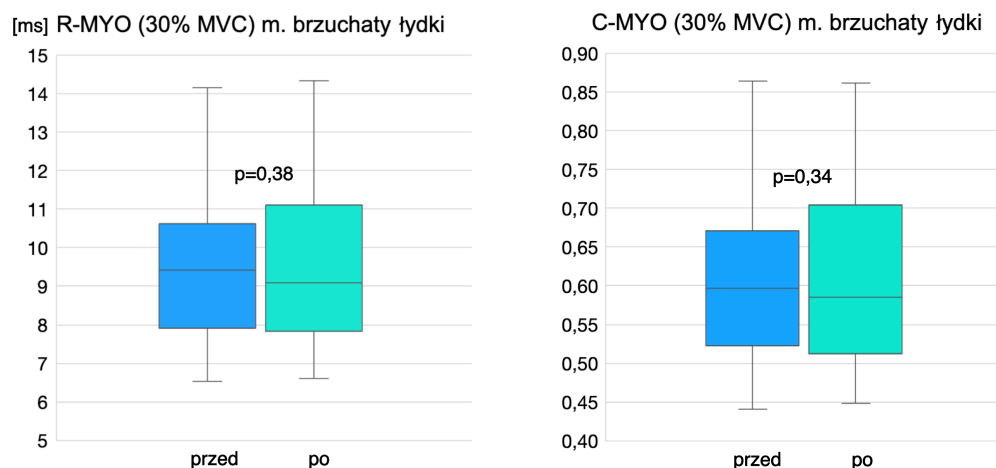
Rycina 21. Wartości średnie wraz odchyleniami standardowymi miometrycznej częstotliwości (F-MYO) przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zginania podszwowego w stawie skokowym na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki.

Analiza statystyczna wartości parametrów zarejestrowanych przed i po interwencji TMPP 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 kwartyłami 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 podeszwowego w stawie skokowym na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki

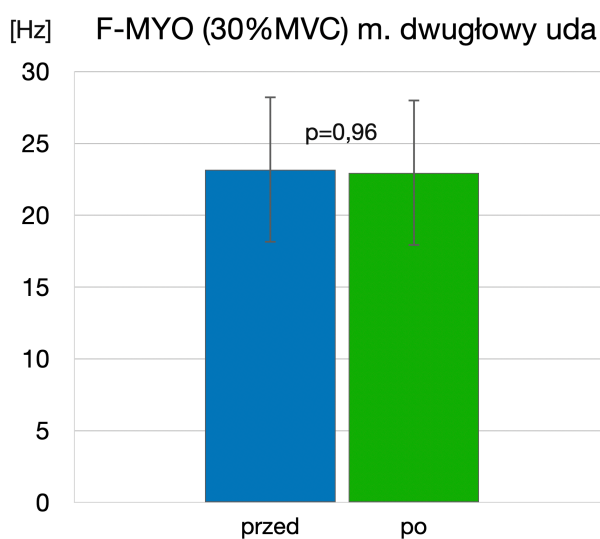
Nie wykazano istotnych statystycznie różnic parametrów R-MYO ($p=0,38$) (test Wilcoxona) oraz C-MYO ($p=0,34$) (test Wilcoxona), zarejestrowanych przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia z głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki.



Rycina 23. Wartości mediany wraz kwartyłami 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 podeszwowego w stawie skokowym na głowie bocznej mięśnia brzuchatego łydki.

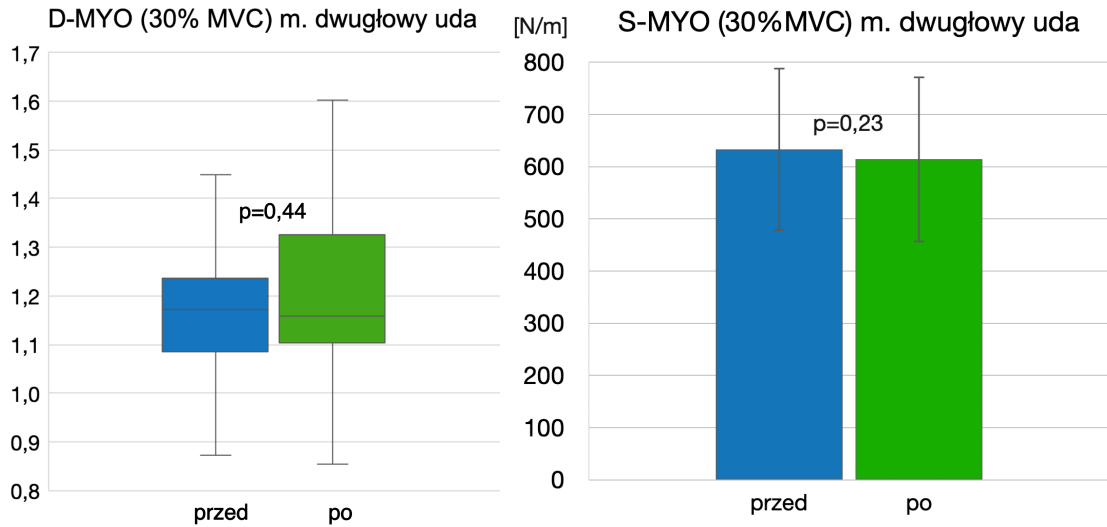
V 3.2.2 Parametry miometryczne głowy długiej mięśnia dwugłowego uda podczas zginania w stawie kolanowym

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 ($p=0,96$).



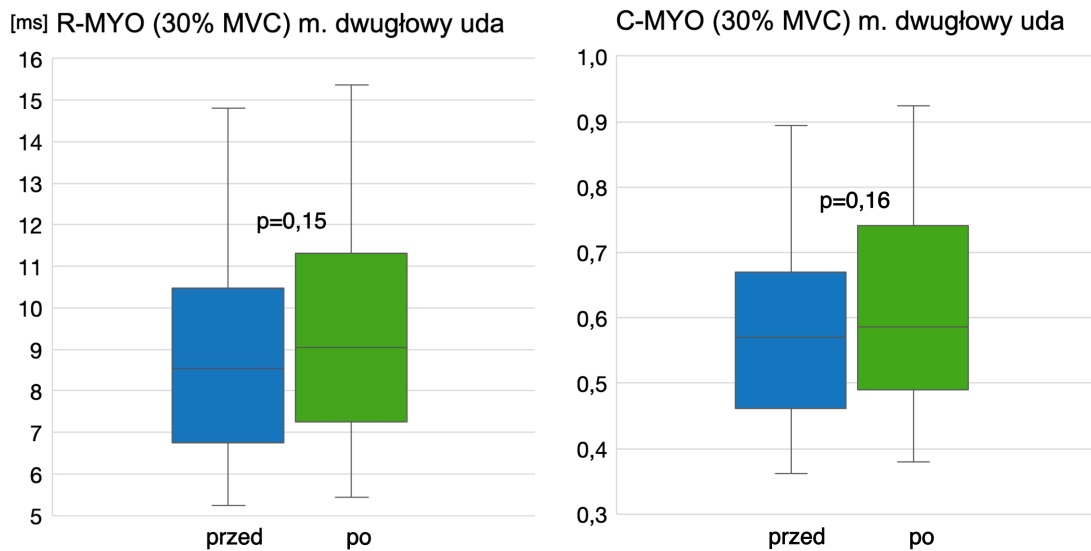
Rycina 24. Wartości średnie wraz odchyleniami standardowymi, miometrycznej częstotliwości (F- MYO), przed i po interwencji mobilizacji powięzi podudzia zarejestrowane w warunkach submaksymalnego skurczu (30% MVC) w funkcji zginania w stawie kolanowym na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda.

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.

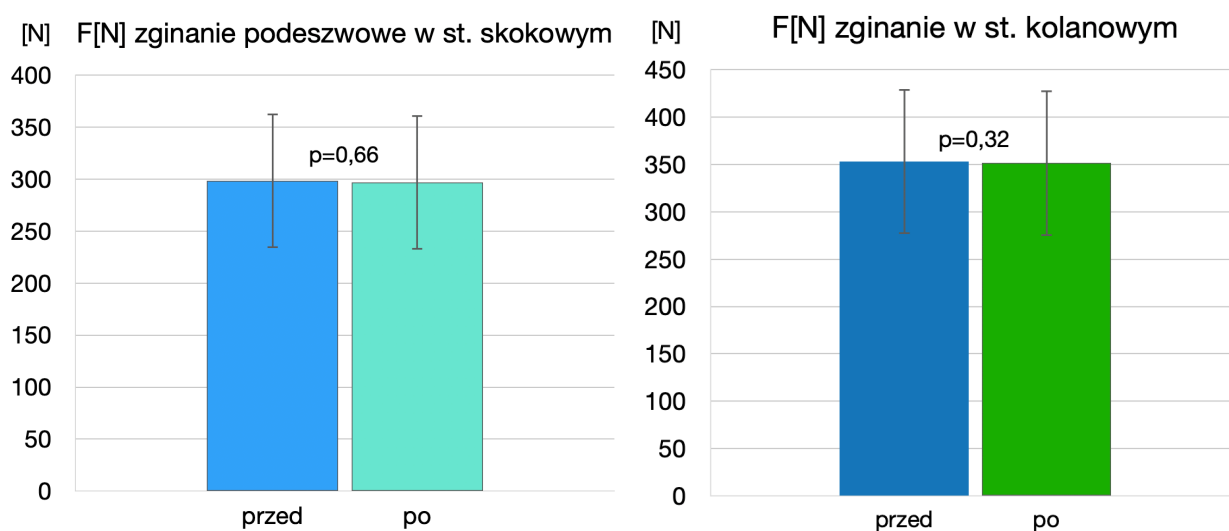
Nie wykazano różnic (test Wilcozona) parametrów R-MYO i C-MYO zarejestrowanych w submaksymalnym skurczu (30% MVC) w funkcji zginania w stawie kolanowym na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda nie wykazało istotności statystycznej dla żadnego z tych parametrów. Współczynnik istotności statystycznej wyniósł: ($p=0,15$) 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 pelzania/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 podeszwowego w stawie skokowym i zginania w stawie kolanowym

Analiza statystyczna różnic (test t-Studenta) nie wykazała istotnych różnic ($p=0,66$) średnich siły mięśniowej zarejestrowanych przed i po interwencji w submaksymalnym skurczu izometrycznym w funkcji zginania podeszwowego w stawie skokowym. Nie wykazano również istotnych ($p=0,32$) różnic siły mięśniowej zarejestrowanych przed i po zastosowanej interwencji w submaksymalnym skurczu izometrycznym w funkcji zginania zginania w stawie kolanowym.



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

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.	0,3	0,1	0,2	0,1	0	-0	-0,1	-0	-0,1	-0,1
	p	NS⊛	NS⊘	NS⊛	NS⊘	NS⊛	NS⊘	NS⊛	NS⊛	NS⊛	NS⊛
RMS EMG po	kor.	0,2	0,2	0,2	0,2	0,1	0,2	-0,1	-0,2	-0,2	-0,2
	p	NS⊘	NS⊘	NS⊘	NS⊘	NS⊘	NS⊘	NS⊘	NS⊘	NS⊘	NS⊘
MdF EMG przed	kor.	0,2	0,2	0,3	0,2	0	-0,2	-0,3	-0,2	-0,3	-0,2
	p	NS⊛	NS⊘	NS⊛	NS⊘	NS⊛	NS⊘	NS⊛	NS⊛	0,04⊘	NS⊛
MdF EMG po	kor.	0,2	0,2	0,3	0,2	0,2	0,1	-0,3	-0,2	-0,2	-0,2
	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

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 podeszwowego 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.	0,3	0,3	0,3	0,3	0,1	0,1	-0,2	-0,3	-0,2	-0,3
	p	NS⊛	NS⊛	NS⊛	NS⊛	NS⊛	NS⊘	NS⊘	NS⊘	NS⊘	NS⊘
RMS EMG po	kor.	0,3	0,3	0,3	0,3	0,1	0,2	-0,3	-0,2	-0,3	-0,3
	p	NS⊘	0,04⊘	NS⊘	NS⊘	NS⊘	NS⊘	NS⊘	NS⊘	NS⊘	NS⊘
MdF EMG przed	kor.	0,1	0,1	0,3	0,3	0	0,1	-0,2	-0,2	-0,2	-0,3
	p	NS⊛	NS⊛	NS⊛	NS⊛	NS⊛	NS	NS	NS⊛	NS	NS
MdF EMG po	kor.	0,1	0,1	0,2	0,2	-0	0	-0,1	-0,1	-0,2	-0,1
	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

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 zginania w stawie kolanowym, na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda przed i po zastosowanej TMPP.

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.	0,2	0,3	0,2	0,2	0	0	-0,1	-0,2	-0,1	-0,2
	p	NS⊘	0,04⊘	NS⊘	NS⊘	NS⊘	NS⊘	NS⊘	NS⊘	NS⊘	NS⊘
RMS EMG po	kor.	0,2	0,4	0,2	0,3	0,1	0,1	-0,1	-0,3	-0,1	-0,3
	p	NS⊘	0,02⊘	NS⊘	NS⊘	NS⊘	NS⊘	NS⊛	NS⊘	NS⊘	NS⊘
MdF EMG przed	kor.	0,1	0,1	0	0,1	0,1	0,1	0	-0,1	-0,1	-0,1
	p	NS⊛	NS⊘	NS⊘	NS⊘	NS⊘	NS⊘	NS⊛	NS⊘	NS	NS
MdF EMG po	kor.	0,1	0,1	-0	-0	0,1	0,1	0	0	0	0
	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 pelzanie

Podczas analizy korelacji parametrów miometrycznych z parametrami elektrofizjologicznymi zarejestrowanymi w submaksymalnym skurczu na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda 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.

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. Barra López M, López de Celis C, Fernández Jentsch G, Raya de Cárdenas L, Lucha López MO, Tricás Moreno J. Effectiveness of Diacutaneous Fibrolysis for the treatment of subacromial impingement syndrome: a randomised controlled trial. *Man Ther.* 2013, 18(5):418-424.
3. Barnes M, The basic science of myofascial release: morphologic change in connective tissue. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 1997, 1: 231-238.
4. Beck T, DeFreitas J, Stock M. Accuracy of the three techniques for automatically estimating innervations zone location. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 2012, 105: 13-21.
5. 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.
6. 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.
7. E Silva DCCM, 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. *J Bodyw Mov Ther.* 2018, 22(4):930-936.
8. 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.
9. 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.
10. Findley T, Chaudhry H, Stecco A, Roman M. Fascia science and clinical applications: Mathematical modelling. *Journal of Bodywork & Movement Therapies* 2012, 16: 67-75.

11. Gehlsen G, Ganion L, Helfst R, Fibroblast responses to variation in soft tissue mobilization pressure. *Med Sci Sports Exerc.* 1999, 31(4): 531-5315.
12. Hinz B, Gabbiani G, Mechanisms of force generation and transmission by myofibroblasts. *Current Opinion in Biotechnology* 2003, 14: 538-546.
13. Huijing P, i Langevin H. Communicating about fascia: history, pitfalls and recommendations. *International J. of Therapeutic Massage and Bodywork* 2009,2 (4): 3-8.
14. Ingber D, Tensegrity II. How structural networks influence cellular information processing networks. *Journal of Cell Science* 2003, 116: 1397-1408.
15. James H, Castaneda L, Miller M, Findley T, Roling structural integration treatment of cervical spine dysfunction. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2009, 13: 229-238.
16. 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.
17. 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.
18. McAnulty R, Fibroblasts and myofibroblasts: their source, function and role in disease. *The International Journal of Biochemistry & Cell Biology* 2007, 39: 666-671.
19. McPartland J, Expression of the endocannabinoid system in fibroblasts and myofascial tissues. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2008, 12:169-182.
20. 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.
21. 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.
22. Pavan P, Stecco A, Stern R, Stecco C. Painful connections: densification versus fibrosis of fascia. *Curr Pain Headache Rep.* 2014,18(8):441.
23. Purslow P. The structure and role of intramuscular connective tissue in muscle function: *Frontiers in Physiology* 2020, 19: article 495.

24. Ripoli D, Athwal G, Sperling J, Cofield R. The anatomy of deltoid insertion. *J. Shoulder Elbow Surg.* 2009, 18: 386-390.
25. Schleip R. Fascial plasticity a new neurobiological explanation: part 1. *Journal of Bodywork & Movement Therapies* 2003, 7: 11-19.
26. Schleip R, Klingler W. Active contractile properties of fascia. *Clin Anat.* 2019, 32(7):891-895.
27. 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.
28. Sinderby C, Lindstrom L, and Grassino A. Automatic assessment of electromyogram quality *J appl physiol.* 1995, 01:1803-1815.
29. 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.
30. 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.
31. 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.
32. 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.
33. Stecco C, Duparc F. Fasciae anatomy. *Surg Radiol Anat.* 2011 Dec;33(10):833-4. doi: 10.1007/s00276-011-0899-2. PMID: 22083463.
34. 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.
35. Tesarz J, Hoheisel U, Wiedenhöfer B, Mense S. Sensory innervation of the thoracolumbar fascia in rats and humans. *Neuroscience* 2011, 194: 302-308.
36. 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.
37. 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.
38. Wilke J, Krause F. Myofascial chains of the upper limb: A systematic review of anatomical studies. *Clin Anat.* 2019, 32(7): 934-940
39. Xin Ye, 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.