

**Akademia Wychowania Fizycznego
im. Jerzego Kukuczki w Katowicach**

PRZEMYSŁAW DĘBSKI

**Ocena miejscowego i ogólnoustrojowego wpływu
samodzielnego rozluźniania z wykorzystaniem
wałka do rolowania (ang. foam rolling) na wybrane
parametry biomechaniczne tkanek mięśniowo-
powięziowych**

Rozprawa na stopień doktora nauk o kulturze fizycznej

**Promotor
dr hab. Rafał Gnat, prof. AWF**

**Promotor pomocniczy
dr Maciej Biały**

Katowice 2023

Z tego miejsca pragnę podziękować wszystkim osobom,
dzięki którym się w nim znalazłem.

Rodzicom za wszystkie lekcje.

Ewelinie za pomoc w prowadzeniu badań.

Grzegorzowi i Maćkowi za każdą dyskusję.

Profesorowi za duże pokłady cierpliwości i okazaną mądrość.

Mojej Kasi za wyrozumiałość i codzienne wsparcie.

SPIS TREŚCI

1.	WSTĘP	1
1.1	Wprowadzenie	1
1.2	Tkanka mięśniowo-powięziowa	2
1.2.1	Siły występujące w obrębie tkanki mięśniowo-powięziowej	2
1.2.2	Interakcje sił w obrębie tkanki mięśniowo-powięziowej	4
1.2.3	Alternatywne drogi transmisji sił w obrębie tkanki mięśniowo-powięziowej	5
1.2.4	Zjawiska związane z adaptacją tkanki mięśniowo-powięziowej do działających sił	8
1.2.4.1	Adaptacja treningowa jako fizjologiczne przystosowanie do działających sił	8
1.2.4.2	Patologiczne zjawiska związane z transmisją sił	9
1.2.4.3	Inne istotne czynniki wpływające na parametry biomechaniczne	11
1.3	Terapia tkanki mięśniowo-powięziowej	11
1.3.1	Rozluźnianie mięśniowo-powięziowe	12
1.3.2	Samodzielne rozluźnianie mięśniowo-powięziowe za pomocą wałka do rolowania: definicja i cele	13
1.3.3	Potencjalne mechanizmy wpływu FR na parametry biomechaniczne tkanki mięśniowo-powięziowej	14
1.3.3.1	Potencjalne mechanizmy FR o znaczeniu miejscowym	15
1.3.3.2	Potencjalne mechanizmy FR o znaczeniu ogólnoustrojowym	17
1.4	Parametry biomechaniczne tkanki mięśniowo-powięziowej	21
1.5	Podsumowanie	28
2.	Struktura i cele pracy	30
2.1	Podstawowe elementy struktury przeprowadzanego projektu	30
2.2	Podstawowe elementy struktury przeprowadzanego projektu	32
3.	Materiał i metody	34
3.1	Uczestnicy	34
3.2	Narzędzia i procedury pomiarowe	37
3.2.1	Narzędzie pomiarowe - MyotonPRO	37
3.2.2	Punkty pomiarowe	38
3.2.3	Procedura pomiaru	39
3.2.4	Analizowane parametry biomechaniczne	40
3.2.5	Interwencja eksperymentalna	42
3.3	Struktura badań	45

3.5 Wiarygodność pomiarów	47
3.5 Przetwarzanie danych	48
3.6 Analiza statystyczna	48
4. Wyniki	50
4.1 Punkt B _D – mięsień brzuchaty łydki, kończyna dominująca	50
4.1.1 Wiarygodność	50
4.1.2 Statystyki opisowe	50
4.1.3 Założenia wielowymiarowej analizy wariancji	51
4.1.4 Wyniki wielowymiarowej analizy wariancji	51
4.2 Punkt B _{ND} – mięsień brzuchaty łydki, kończyna niedominująca	52
4.2.1 Wiarygodność	52
4.2.2 Statystyki opisowe	53
4.2.3 Założenia analizy wariancji	54
4.2.4 Wyniki wielowymiarowej analizy wariancji	55
4.3 Punkt D _D – mięsień dwugłowy uda, kończyna dominująca	55
4.3.1 Wiarygodność	55
4.3.2 Statystyki opisowe	56
4.3.3 Założenia analizy wariancji	57
4.3.4 Wyniki wielowymiarowej analizy wariancji	57
4.4 Punkt D _{ND} – mięsień dwugłowy uda, kończyna niedominująca	58
4.4.1 Wiarygodność	58
4.4.2 Statystyki opisowe	58
4.4.3 Założenia analizy wariancji	59
4.4.4 Wyniki wielowymiarowej analizy wariancji	60
4.5 Punkt N _D – mięsień najdłuższy po stronie kończyny dominującej	60
4.5.1 Wiarygodność	60
4.5.2 Statystyki opisowe	61
4.5.3 Założenia analizy wariancji	62
4.5.4 Wyniki wielowymiarowej analizy wariancji	63
4.5.5 Wyniki jednowymiarowej analizy wariancji	63
4.6 Punkt N _{ND} – mięsień najdłuższy po stronie kończyny niedominującej	64
4.6.1 Wiarygodność	64
4.6.2 Statystyki opisowe	65

4.6.3	Założenia analizy wariancji	65
4.6.4	Wyniki wielowymiarowej analizy wariancji	66
4.7	Analiza różnic pomiędzy punktami	67
4.7.1	Statystyki opisowe	67
4.7.2	Założenia analizy wariancji	68
4.7.3	Analiza różnic pomiędzy punktami	69
4.8	Podsumowanie wyników	70
5.	Dyskusja	75
5.1	Niejednoznaczne wyniki badań	75
5.1.1	Odmienne podejścia badaczy do ocenianych parametrów biomechanicznych	76
5.1.2	Wykorzystanie odmiennych narzędzi pomiarowych	77
5.1.3	Mnogość różnorodnych interwencji terapeutycznych	79
5.1.4	Różnice metodologiczne w obrębie badań z zastosowaniem przyrządu MyotonPRO do analizy rezultatów osiągniętych w wyniku FR.....	79
5.1.5	Oczekiwane kierunki zmian parametrów biomechanicznych tkanki mięśniowo-powięziowej i rozbieżności w wynikach badań	82
5.2	Zamysł własnego eksperymentu w świetle dostępnych badań.....	84
5.3	Wyniki eksperymentu w świetle założeń.....	88
5.3.1	Różnice wewnątrzgrupowe.....	88
5.3.2	Różnice międzygrupowe dla czynnika CZAS	91
5.3.2	Różnice międzygrupowe dla czynnika INTERWENCJA	93
5.3.3	Różnice międzygrupowe dla „delt”	94
5.4	Podsumowanie	95
5.5	Uwagi na temat pomiarów z wykorzystaniem urządzenia MyotonPro.....	97
5.6	Ograniczenia pracy.....	99
6.	Wnioski	101
7.	Bibliografia	102
	Streszczenie pracy.....	119
	Spis rycin	124
	Spis fotografii	125
	Spis tabel.....	126
	Załączniki.....	129

1. WSTĘP

1.1 Wprowadzenie

Rozwój społeczeństwa industrialno-informacyjnego leży u podstaw współczesnej cywilizacji. Powszechna jest opinia, że pod względem technicznym ludzie osiągnęli poziom niedostępny dla ich przodków. Wiąże się z tym konieczność wielogodzinnego przyjmowania stałych pozycji ciała, najczęściej pozycji siedzącej, a adaptacja układu ruchu do takich wymagań stanowi złożone zjawisko i jest przedmiotem zainteresowania wielu dziedzin nauki. Wspomniana adaptacja postępuje w niespotykanym dotąd tempie, nie dając szans siłom ewolucji do wprowadzania niezbędnych zmian przystosowawczych. Po okresie milionów lat funkcjonowania człowieka w postawie wyprostowanej (lub dwunożnej, zbliżonej do wyprostowanej), w ciągu niemalże dwustu lat *homo sapiens* przeistoczył się w *homo sedentarius*, tj. człowieka siedzącego [108], co wywołało kaskadę zmian kompensacyjnych, dysfunkcji narządu ruchu i dolegliwości bólowych.

Innym, pozytywnym aspektem rozwoju społeczeństwa jest wzrastająca w dzisiejszych czasach świadomość dotycząca zarówno negatywnych skutków długotrwałego przebywania w pozycji siedzącej [24], jak i korzystnego wpływu aktywności fizycznej na ludzki organizm. Dbłość o ciało stała się w kulturze zachodniej znaczącym trendem. Wśród metod wspomagających prozdrowotne formy aktywności fizycznej szczególne miejsce zajmują środki pochodzące z obszaru szeroko rozumianej fizjoterapii. Ze względu na ograniczony dostęp do specjalistów w tej dziedzinie, a także z bardziej prozaicznych powodów, takich jak brak czasu, obserwuje się wysokie zainteresowanie wykonywaniem różnych form automasażu, a jedną z chętnie stosowanych technik łączących masaż z samodzielnym rozluźnianiem mięśniowo-powięziowym (ang. *Self-Myofascial Release* – SMR) jest rolowanie za pomocą wałka (ang. *Foam Rolling* – FR) [110].

W literaturze nie brakuje dowodów na skuteczność FR. Wśród potencjalnych korzyści wynikających z tej formy autoterapii podaje się m.in. zwiększenie elastyczności tkanek po jednorazowym zastosowaniu [110, 134, 139, 164] i po serii zabiegów [79, 123], podwyższenie progu bólu [177] oraz zmniejszenie potreningowych dolegliwości mięśniowych [104, 109, 140]. Z drugiej strony pojawia się wiele głosów poddających w wątpliwość efekty uzyskiwane dzięki stosowaniu FR [157, 182].

Trwająca dyskusja wskazuje na potrzebę dalszego badania tematyki związanej z FR w celu zweryfikowania jego skuteczności. Wciąż nie rozstrzygnięto również, jaki mechanizm odpowiedzialny jest za uzyskiwanie wskazywanych przez niektórych autorów efektów terapeutycznych oraz czy efekty te mają jedynie charakter miejscowy. Rozpatrzeniu tych problemów została poświęcona niniejsza rozprawa.

1.2 Tkanka mięśniowo-powięziowa

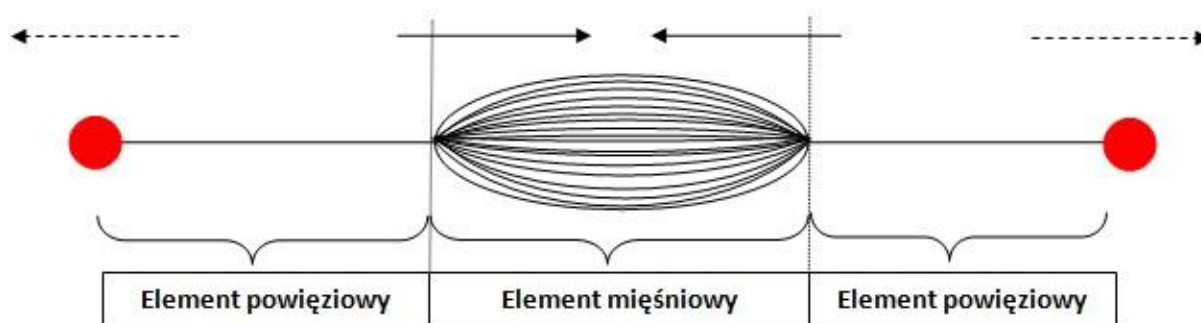
Z punktu widzenia patofizjologii oraz terapii narządu ruchu warto postrzegać tkanki mięśniowo-powięziowe jako zunifikowaną, kompleksową strukturę. Powieź penetruje bowiem mięśnie, łącząc się z nimi w subtelny sposób na różnych poziomach. Nie należy jednak zapominać, że poszczególne komponenty składowe tego złożonego układu tkankowego, tj. elementy mięśniowe oraz elementy powięziowe, cechują się odmiennymi właściwościami. Obydwa odgrywają swoje specyficzne role indywidualnie, jednak równolegle i komplementarnie. Wśród badaczy reprezentujących takie specjalności jak biomechanika, kinezylogia, fizjologia, ortopedia oraz fizjoterapia nieustannie wzrasta zainteresowanie tematem wzajemnych interakcji mięśni i powięzi tworzących wspólnie tkankę mięśniowo-powięziową.

1.2.1 Siły występujące w obrębie tkanki mięśniowo-powięziowej

Analiza sił występujących w obrębie tkanki mięśniowo-powięziowej jest niezwykle trudnym przedsięwzięciem. Wzajemne relacje struktur różniących się od siebie pod względem morfologicznym są złożone. Zależą przy tym od wielu czynników, reagując na nie w różny sposób. Ponadto, rozpatrywanie budowy i funkcji każdego z poszczególnych elementów tworzącego tkankę mięśniowo-powięziową z osobna byłoby uciążliwe i mało realistyczne. Na potrzeby badań ciała człowieka wielokrotnie stosowano modele obrazujące w sposób uproszczony wzajemne oddziaływanie tkanki mięśniowej i powięziowej. W niniejszej pracy wykorzystywany będzie autorski model jednostki mięśniowo-powięziowej (Rycina 1). Prezentowany model ma na celu przejrzyste ukazanie interakcji i zależności pomiędzy tkanką powięziową i mięśniową w różnych warunkach biomechanicznych.

Ze względu na możliwość generowania siły element mięśniowy traktować można jako część „aktywną” jednostki mięśniowo-powięziowej. Pozostaje to w ścisłym związku z działaniem układu nerwowego. Element mięśniowy jest efektem dla impulsów zstępujących z korowych i podkorowych ośrodków ruchowych, pełni rolę efektora i głównego generatora sił wewnętrznych w obrębie jednostki.

Oprócz własności wynikających z samej, także molekularnej, struktury mięśnia, to właśnie owo połączenie z układem nerwowym decyduje o zachowywaniu w nim pewnego, rezydualnego poziomu aktywności podstawowej nazywanego **tonusem mięśniowym**. Jest to możliwe dzięki nieustannym impulsom wysyłanym przez jądra ruchowe pnia mózgu i rdzenia kręgowego, wywołującym nieświadomione pobudzenie niewielkiej liczby jednostek motorycznych [174]. W niniejszej pracy pod nazwą **tonus mięśniowy** rozumiany będzie wyłącznie ten podstawowy poziom aktywności mięśnia.



Rycina 1. Siły wewnętrzne (dośrodkowe, koncentryczne; czarne ciągłe strzałki) oraz zewnętrzne (odśrodkowe, ekscentryczne; czarne przerywane strzałki) występujące w jednostce mięśniowo-powięziowej. Siły wewnętrzne stanowią efekt aktywności elementu mięśniowego. Do sił zewnętrznych oddziaływujących na jednostkę spoza jej obrębu można zaliczyć, między innymi, siłę bezwładności, siłę grawitacji, czy też siły generowane przez sąsiadujące jednostki mięśniowo-powięziowe. Na skutek zrównoważonych wielkości sił punkty zaczepienia jednostki (czerwone kropki) pozostają nieruchome. Źródło: częściowo wg Siebert T, Rode C, Herzog W, Till O, Blickhan R (2008) Nonlinearities make a difference: Comparison of two common Hill-type models with real muscle. Biol Cybern 98:133–143. doi: 10.1007/s00422-007-0197-6 [162].

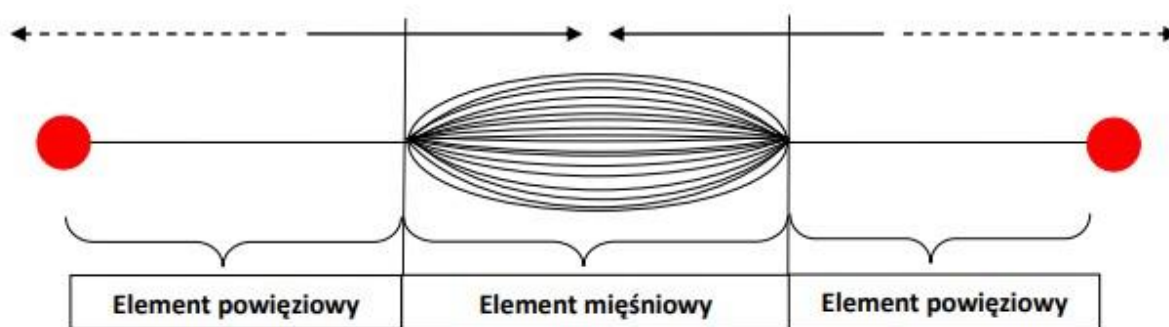
Pobudzenie tkanki mięśniowej może również osiągać wyższe poziomy. Określa się je mianem skurczu. **Skurcz mięśnia** jest związany z generowaniem sił wewnętrznych w jednostce mięśniowo-powięziowej. Taki skurcz może mieć zarówno charakter wolicjonalny, jak i odruchowy, i występować nie tylko w reakcji na bodziec, ale także jako przygotowanie do przewidywanych wydarzeń.

Element powięziowy można opisać jako część odgrywającą rolę pasywną w jednostce mięśniowo-powięziowej. Unerwienie tej tkanki ma głównie charakter aferentny, a specyfika morfologiczna czyni z niej idealną strukturę do przenoszenia sił wewnętrznych, generowanych przez element mięśniowy (dośrodkowych), jak i tych, pochodzących z zewnątrz (odśrodkowych). Te ostatnie siły są najczęściej związane z aktywnością innych jednostek mięśniowo-powięziowych, działaniem bezwładności, grawitacji i innych zewnętrznych wpływów mechanicznych wywieranych na jednostkę.

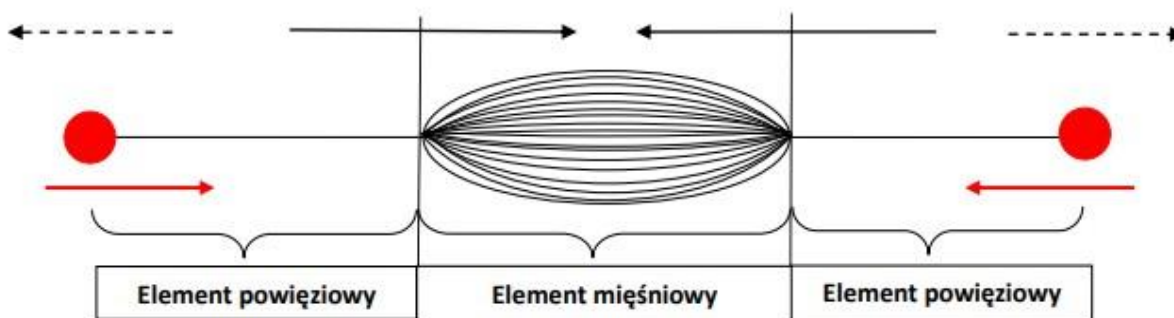
1.2.2 Interakcje sił w obrębie tkanki mięśniowo-powięziowej

W poprzednim akapicie przedstawiono układ sił występujących w jednostce mięśniowo-powięziowej w stanie równowagi (Rycina 1). Widoczna tam siła koncentryczna jest wyłącznie pochodną tonusu mięśniowego natomiast siły ekscentryczne generowane są przez ciężar sąsiednich części ciała oraz aktywność sąsiednich jednostek mięśniowo-powięziowych. Wartości sił wewnętrznych (koncentrycznych) i zewnętrznych (ekscentrycznych) są sobie równe, co powoduje, że nie zachodzi żaden ruch.

Innym rodzajem wzajemnych interakcji sił wewnątrz jednostki mięśniowo-powięziowej wywołującym podobny skutek, tj. spoczynek punktów jej zaczepienia, jest skurcz izometryczny. Jak sama nazwa wskazuje, jest to ponadpodstawowa aktywność mięśniowa (skurcz), w wyniku której nie dochodzi do zmiany długości jednostki (izometryczny). Taki rezultat jest spowodowany wzrostem wielkości obu sił, wewnętrznych i zewnętrznych, o te same wartości (Rycina 2).

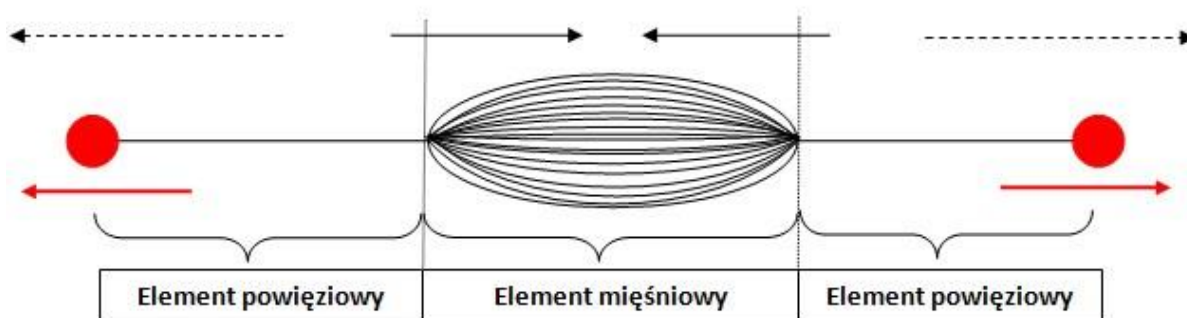


Rycina 2. Skurcz izometryczny. Siły wewnętrzne (czarne ciągłe strzałki) oraz zewnętrzne (czarne przerywane strzałki) pomimo zwiększenia swych wielkości pozostają w równowadze. Z tego powodu punkty zaczepienia jednostki (czerwone kropki) pozostają nieruchome. Źródło: częściowo wg Siebert i wsp. [162].



Rycina 3. Aktywność koncentryczna jednostki mięśniowo-powięziowej. Siły wewnętrzne (czarne ciągle strzałki) są większe od zewnętrznych (czarne przerywane strzałki). Na skutek nierównowagi sił dochodzi do zbliżenia (czerwone strzałki) punktów zaczepienia jednostki (czerwone kropki). Źródło: częściowo wg Siebert i wsp. [162].

W przypadku braku równowagi pomiędzy siłami występującymi w obrębie jednostki mięśniowo-powięziowej dochodzi do zmiany jej długości. Rezultatem tego procesu jest przemieszczenie się dystalnych punktów zaczepienia jednostki. Gdy przeważają siły dośrodkowe generowane przez elementy mięśniowe, następuje ich zbliżenie (Rycina 3). Można mówić wówczas o skurczu koncentrycznym jednostki lub koncentrycznym typie jej pracy. W odwrotnym przypadku, gdy w przewodzie znajdują się siły zewnętrzne, a cała jednostka ulega wydłużeniu, pojawia się skurcz ekscentryczny lub ekscentryczny typ pracy (Rycina 4).



Rycina 4. Aktywność ekscentryczna jednostki mięśniowo-powięziowej. Siły zewnętrzne (czarne przerywane strzałki) są większe od wewnętrznych (czarne ciągle strzałki). Na skutek nierównowagi sił dochodzi do oddalenia (czerwone strzałki) punktów zaczepienia jednostki (czerwone kropki). Źródło: częściowo wg Siebert i wsp. [162].

1.2.3. Alternatywne drogi transmisji sił w obrębie tkanki mięśniowo-powięziowej

Opisywane w poprzednim rozdziale interakcje sił w obrębie tkanki mięśniowo-powięziowej są powszechnie znane. Ich ponowne wyjaśnienie z

pomocą modelu miało służyć stworzeniu dogodnego planu ułatwiającego zrozumienie dalszych rozważań. Należy zwrócić uwagę na nieznane do niedawna aspekty funkcji komponenty powięziowej, które odkryto w ostatnich latach. Wielu autorów zwraca tutaj uwagę na procesy transmisji sił z udziałem elementów powięziowych tkanki mięśniowo-powięziowej, i to nie tylko na poziomie lokalnym, ale także w obrębie całego układu ruchu człowieka.

Okazuje się, iż w przekroju poprzecznym mięśnia szkieletowego od 5 do 10% jego pola powierzchni stanowi tkanka powięziowa [187]. Wskazuje to, że w opozycji do wcześniejszych przekonań, powięź może stanowić raczej element łączący, niż oddzielający mięśnie szkieletowe [183]. Daje to możliwość zaistnienia kompleksowych interakcji pomiędzy siłami wewnętrznymi i zewnętrznymi, dzięki którym wyłania się kilka ważnych, alternatywnych dróg ich transmisji w jednostkach mięśniowo-powięziowych. Wydaje się, iż bardziej popularnym przy próbach opisu i intuicyjnie łatwiejszym do zrozumienia jest tutaj kierunek odśrodkowy, czyli transmisja siły od mięśnia do ścięgna (jeśli jednostkę mięśniowo-powięziową zdefiniować jako cały mięsień z jego powięziami oraz ścięgnami). W procesie tym wyróżnia się drogi wewnątrzmięśniowe, międzymięśniowe i zewnątrzmięśniowe. Kluczową rolę odgrywają w tym przekazy kolejne warstwy powięzi otaczających elementy mięśniowe, tj. śródmięсна, omięsna oraz namięsna. Struktura poszczególnych warstw jest niemal bliźniaczo podobna. Spełniają one podobne funkcje, a przyporządkowane im nazwy można traktować jako opis położenia w stosunku do tkanki mięśniowej.

Na najgłębszym poziomie, we wnętrzu mięśnia, trójwymiarowe tunele utworzone ze śródmięsnej tworzą swojego rodzaju cewki dla poruszających się włókien mięśniowych, składających się z szeregów podstawowych jednostek strukturalno-czynnościowych mięśnia, tj. sarkomerów. Niemal analogicznie, omięsna otacza zbiór takich cewek, wyodrębniając tym samym pęczki mięśniowe. Tkankę powięziową należy traktować na tych poziomach jako część wspólną, jednocześnie łączącą i oddzielającą sąsiadujące włókna i pęczki włókien. Struktury te swą budową przypominają plastry miodu lub owocnię grejpfruta obserwowane w przekroju poprzecznym. Najbardziej zewnętrznym poziomem organizacji tkanki powięziowej w stosunku do mięśnia jest otaczająca cały jego brzusiec namięsna, która spełnia podobne funkcje, jak głębiej położone warstwy powięzi, jednak na innym poziomie anatomicznej skali. Analizując budowę tkanki mięśniowo-

powięziowej wydaje się, że popularna koncepcja przedstawienia jej struktury jako mięśnia z dwoma ścięgnistymi zakończeniami wydaje się zbyt dużym uproszczeniem. Zamiast tego warto wyobrazić sobie ją jako „ścięgnie rozlaminowane na poziomie brzośca mięśniowego w celu upakowania włókien mięśniowych wykonujących tam pracę skurczową” [34].

Transmisja wewnętrzna sił w obrębie mięśnia jest procesem złożonym. W modelach matematycznych przyjmuje się, że równowaga sił pomiędzy położonymi szeregowo sarkomerami jest zależna nie tylko od ich aktywności ale również od sił pobocznych wywieranych przez sarkomery położone równolegle (w sąsiadujących włóknach mięśniowych) w tym samym mięśniu [193]. Niektórzy z autorów sugerują, że takie poboczne, wewnątrzmięśniowe przenoszenie sił mięśniowo-powięziowych może nie tylko „towarzyszyć” siłom przewodzonym podłużnie, ale nawet być główną drogą transmisji siły na drodze od sarkomerów do ścięgna [14, 48].

Specyficzna budowa tkanki mięśniowo-powięziowej pozwala na transmisję siły nie tylko w obrębie jednego mięśnia. Opisywana wcześniej, najbardziej zewnętrzna część powięziowa, okalająca cały brzusec namięsna, sama jest składową większego kontinuum. Za jej pośrednictwem dochodzi do transmisji sił pomiędzy sąsiadującymi mięśniami w obrębie grupy mięśniowej. Proces ten odbywa się poprzez bezpośrednie, kolagenowe połączenia (międzymięśniowe przekazywanie sił) oraz równoczesną transmisję do innych struktur łącznotkankowych, takich jak przegrody mięśniowe, błony międzykostne, szlaki nerwowo-naczyniowe i okostne [71].

W istocie, badania przeprowadzone w ostatnim czasie na zwierzętach potwierdzają, że transmisja sił przez przegrody mięśniowe jest możliwa nie tylko w kierunku od danego mięśnia do jego synergistów, ale zachodzi także w stronę antagonistów. W pracy Rijkelijkhuisena i wsp. [149] wykazano wpływ długości tkanek kurczliwych położonych w przednim przedziale podudzia na siłę mięśnia trójgłowego łydki, którego długość pozostawała stała. Podobne obserwacje w relacjach pomiędzy prostownikami i głębokimi zginaczami stopy odnotował Yucesoy i wsp. [194]. Z kolei Wilke i wsp. [183] w badaniach *in vivo* na ludziach stwierdzili przemieszczenie się mięśnia półbłoniastego w odpowiedzi na statyczne rozciąganie położonego szeregowo wobec niego mięśnia brzuchatego łydki.

Tkanka powięziowa stanowi więc istotny element w procesie przekazywania sił na różnych poziomach struktury tkanek. Wyniki najnowszych badań często poddają w wątpliwość ideę funkcjonowania mięśni w izolacji, a nawet ich podział na niezależne, przeciwne sobie grupy. Istnieje uzasadnione przypuszczenie, że ciągłość struktur mięśniowo-powięziowych może zapewniać ciągłość transmisji sił poza obręb jednego mięśnia, zarówno do struktur położonych równoległe, jak i szeregowo względem niego. Do tej pory zgromadzono empiryczne dowody potwierdzające istnienie przynajmniej pewnej części z sugerowanych połączeń [40, 184].

1.2.4 Zjawiska związane z adaptacją tkanki mięśniowo-powięziowej do działających sił

Wszechobecność tkanki mięśniowo-powięziowej, jej specyficzna struktura, a także bogactwo zawartych w niej receptorów powodują, że odgrywa ona nie tylko istotne role mechaniczne, ale także dostarcza bodźców, które analizowane są przez ośrodkowy układ nerwowy. Informacja ta jest poddawana analizie w licznych ośrodkach mózgowia zanim trafi do subiektywnego odbiorcy, który owe bodźce odczuje. Owa sensoryczna „narracja” jest ciekawsza tym bardziej, że zawiera w sobie również ślady indywidualnego trybu życia i przystosowywania się organizmu do warunków zewnętrznych. Każdy człowiek posiada bowiem pewną, normalną przestrzeń stanu swego organizmu. Na skutek powtarzających się bodźców (oddziaływujących sił), organizm będzie natomiast adaptował się do nowych warunków, ustanawiając nową normę. Postawa i kształt ciała zawodnika sumo, maratończyka, kulturysty czy osoby siedzącej często przed komputerem, w pewnym sensie stanowi więc obraz historii kontaktów tych osób z mechaniczną rzeczywistością i przystosowania ich organizmu do niej. Określenie „patologia” musi być zatem wykorzystywany ostrożnie. Ta sama siła w przestrzeni organizmu jednego człowieka może wydawać się szkodliwą, podczas gdy w innym otoczeniu będzie najzupełniej normalna.

1.2.4.1 Adaptacja treningowa jako fizjologiczne przystosowanie do działających sił

W przypadku przystosowania zawodnika do treningów, zwiększenie poziomu sił oddziałujących na jednostki mięśniowo-powięziowe wywołuje

oczekiwaną adaptację organizmu w postaci wzrostu sztywności tkanki, gdyż niski poziom sztywności, rozumianej jako odporność/niepodatność na odkształcenie, zwykle nie jest zjawiskiem pożądanym [101]. Odpowiednia sztywność kompleksu mięsień-ścięgno, będąca pochodną zwiększenia wielkości sił wewnętrznych generowanych w obrębie jednostek przez elementy mięśniowe i podnoszące poziom sił transmitowanych wewnątrz elementów powięziowych, jest niezbędna do skutecznej transmisji siły. Adaptacja w postaci wzrostu sztywności tego kompleksu ma miejsce zarówno w odpowiedzi na trening siłowy [97], jak również izometryczny [18], ekscentryczny [145] i plyometryczny [167]. Autorzy zwracają uwagę, że taka adaptacja ma na celu zwiększenie mocy [18], skuteczności cyklu rozciągnięcie-skurcz [98] i/lub zmniejszenia kosztów energetycznych wysiłku [167]. Zawodnicy dążący do maksymalizacji wybranych parametrów motorycznych będą więc charakteryzować się inną „normą” stanu tkanki mięśniowo-powięziowej (w tym sztywności) w porównaniu do reszty populacji. Mimo to nie należy zapominać, że również i oni posiadają ograniczony potencjał adaptacyjno-regeneracyjny, a więc także są narażeni na ryzyko wystąpienia urazu. W literaturze wielokrotnie opisywano związek nadmiernie zwiększonej sztywności tkanek miękkich z ograniczeniami zakresu ruchu w stawach, objawami bólowymi [100, 103, 105, 116] i zwiększonym ryzykiem urazu [146, 163, 179, 188]. Zagadnienie to jest jednak dużo bardziej złożone, a ze względu na różnice występujące w wynikach badań [35, 52] i różny poziom obserwowanych dowodów naukowych [135], dyskusja na temat związku sztywności tkanki mięśniowo-powięziowej z objawami bólowymi i urazami mięśniowymi trwa nadal. Ostatnie badania genetyczne wskazują też na to, że niektóre geny mogą chronić przed urazami mięśniowymi poprzez zmniejszenie sztywności tej tkanki [99].

1.2.4.2 Patologiczne zjawiska związane z transmisją sił

Na skutek nadmiernego lub nagłego obciążenia struktur nieprzygotowanych do ruchu, zbyt częstego powtarzania danego ruchu lub używania nieergonomicznych wzorców ruchowych może dochodzić do wystąpienia niepożądanych objawów. Zjawisko takie jest dowodem na to, że organizm boryka się z siłami przekraczającymi jego możliwości adaptacyjne i regeneracyjne. Przykład mogą stanowić urazy związane z chronicznym obciążeniem tkanki mięśniowo-powięziowej objętej stanem zapalnym i związanym z tym

patologicznym, kompensacyjnym wzrostem aktywności mięśniowej [166]. W ostatnich badaniach zaobserwowano znaczny wzrost sztywności mięśniowej opisywanej jako opór przeciwko deformacji po 4,5 godzinach ciągłego siedzenia. Tak długi okres izometrycznej aktywności mięśni wystarczył do odczuwania przez badanych „dyskomfortu” [85]. Pod względem terapeutycznym wartościowe w opisywanych sytuacjach mogą być wszelkie narzędzia mogące znormalizować stan przeciążonych struktur, a także wyhamować miejscowe i ogólnoustrojowe objawy dysfunkcji. W cytowanym badaniu interwencja w postaci 8 minutowego rolowania z użyciem jednego z takich narzędzi przyniosła istotną statystycznie poprawę, przywracając sztywność do poziomu sprzed pierwszego pomiaru.

Co ciekawe, w opozycji do powszechnej opinii, również stan niedociążenia może powodować patologiczne adaptacje organizmu. Obok innych czynników, może być to spowodowane zanikiem tkanki mięśniowej z powodu chronicznej „bezczynności” i rozrostem tkanki powięziowej [61]. Postępujące zwiększanie się sztywności wynikające z reorganizacji tkanki mięśniowo-powięziowej obecne w warunkach unieruchomienia mięśni w skróconej pozycji zaobserwowano również w innych badaniach [54]. Podobny mechanizm towarzyszy procesowi starzenia kiedy to, prawdopodobnie na skutek atrofii mięśniowej, a także przerostu i degeneracji tkanki powięziowej oraz tłuszczowej, wzrasta ogólny poziom sztywności tkanki mięśniowo-powięziowej w niektórych grupach mięśni [89].

Sztywność tkanki mięśniowo-powięziowej ulega zwiększeniu także w przebiegu różnych procesów psychosomatycznych. Psychogenne generowanie nadmiernych sił zachodzi poprzez zwiększenie aktywności mięśniowej. Ponieważ sztywność mięśni może być determinowana zarówno przez wpływy morfologiczne (właściwości połączeń aktynowo-miozynowych i kolagenowych), jak i neurologiczne (ilość aktywowanych jednostek motorycznych)[179], to włączenie samej ścieżki neurologicznej może również dawać poczucie wzrastającej sztywności. Zwiększona aktywność neurologiczna może być powodowana przez np. stres lub strach [51] i stanowić wyraz gotowości do podjęcia działania. Najlepszym przykładem jest tutaj reakcja „walcz lub uciekaj”, mająca swoje liczne fizyczne manifestacje w organizmie. Chroniczne przebywanie w takim stanie (np. stresująca praca, problemy rodzinne) może powodować zwiększoną aktywność mięśniową [78, 178]. Takie zjawisko nazywane jest potocznie jako „sztywność mięśniowa”, niezdolność do rozluźnienia się [106], niezależna od fizycznych sił

oddziaływujących na organizm z zewnątrz. U osób starszych lub po operacjach, na skutek strachu przed podjęciem aktywności i bólem obserwuje się natomiast „usztynioną” sylwetkę, w której przynajmniej część oporu przed swobodnym poruszaniem wynika z kondycji psychicznej.

1.2.4.3 Inne istotne czynniki wpływające na parametry biomechaniczne

W tym miejscu warto zwrócić uwagę na fakt zmian w obrębie tkanki mięśniowo-powięziowej związanych z wiekiem i płcią. Wpływ starzenia się na parametry biomechaniczne tkanki mięśniowo-powięziowej wykazano m.in. dla mięśni powierzchownych szyi [89], mięśnia dwugłowego ramienia oraz mięśnia prostego uda [5]. W literaturze uwagę zwraca się przede wszystkim wzrastające z czasem różnice w ilości i typie włókien kolagenowych oraz mięśniowych. Badania potwierdzają, że mniej więcej w połowie trzeciej dekady życia można zaobserwować pierwsze oznaki deterioracji sprawności fizycznej i kognitywnej [12].

Kolejną zmienną różnicującą wartości parametrów biomechanicznych tkanki mięśniowo-powięziowej jest płeć [4, 5, 39]. Częstym przedmiotem badań jest tutaj wpływ hormonów płciowych na poruszane parametry [133]. Przykładowo, u mężczyzn w wieku 30-40 lat obserwuje się stopniowe zmiany w poziomie tych hormonów we krwi [191], co może wywierać wpływ na zwiększenie ilości fibroblastów i wzmożoną syntezę kolagenu [42], jak również na regulację poziomu relaksyny oraz tenocytów [133]. U kobiet, obok procesu starzenia, występują zmiany związane z regulacją hormonów w cyklu menstruacyjnym, które także oddziałują na tkankę mięśniowo-powięziową [192]. Zjawiska te utrudniają badania i porównania pomiędzy płciami. Warto podkreślić, że proces opisywanych zmian hormonalnych jest też zróżnicowany osobniczo, może zaczynać się wcześniej, jednak początkowo przebiega łagodnie, a dopiero po czterdziestym roku życia jego intensywność wzrasta.

1.3 Terapia tkanki mięśniowo-powięziowej

Organizm człowieka nieustannie podlega działaniu zróżnicowanych sił o różnych wielkościach. Obok procesów adaptacji do zwiększonych wymagań środowiska zewnętrznego w organizmie mają miejsce również zjawiska

niepożądane. Chroniczne przeciążenia mogą prowadzić do licznych kompensacji, powodować urazy i być źródłem bólu. Wydaje się, że zarówno zbyt duże, jak i zbyt małe poziomy wartości sił oraz sztywności powstających w tkance mięśniowo-powięziowej jest niepożądany. Optymalne byłoby posiadanie sposobów służących ich regulacji, a tym samym powrotu do indywidualnie znormalizowanych wartości.

1.3.1 Rozluźnianie mięśniowo-powięziowe

W ciągu ostatnich dekad wzrosła popularność terapii manualnej w leczeniu dolegliwości i dysfunkcji narządu ruchu. Wśród wielu rozwijających się rodzajów terapii manualnej ważne miejsce zajmuje rozluźnianie¹ mięśniowo-powięziowe (ang. *Myofascial Release* – MFR)[118]. W swojej pierwotnej formie wywodzącej się z nurtu osteopatii, MFR polegało na przesuwaniu przez terapeutę powierzchownych tkanek miękkich naprzemiennie w kierunku największego i najmniejszego oporu. Według autorów miało to na celu przywrócenie równowagi w odruchowych mechanizmach nerwowo-mięśniowych [148]. Współcześnie, z powodu narastającej liczby odmian różnego rodzaju terapii, do tej grupy możemy przyporządkować rozległy zbiór metod oceny i terapii manualnej, w których efekty osiąga się za pomocą ręcznego aplikowania bodźców dotyku, ucisku, rozciągnięcia i kojarzonych technik nerwowo-mięśniowych, kierowanych na mięśnie oraz powięzie pacjenta lub zawodnika. Powodem ciągłego rozwoju zbliżonych do siebie podejść terapeutycznych skupionych wokół MFR jest wzrost zainteresowania tym zagadnieniem w społeczeństwie. Przykładami rynkowej adaptacji w odpowiedzi na takie zapotrzebowanie są różnego rodzaju narzędzia dla sportowców, amatorów wysiłku fizycznego, pracowników biurowych, a także pacjentów, służące do samodzielnego aplikowania mechanicznego ucisku.

Samodzielne rozluźnianie mięśniowo-powięziowe (ang. *Self-Myofascial Release* – SMR) to zbiór technik obejmujących zabiegi wykonywane samodzielnie przez pacjentów, sportowców i osoby aktywne fizycznie z wykorzystaniem specjalistycznych narzędzi terapeutycznych. Najczęściej SMR polega na aplikacji ucisku poprzez przyłożenie własnego ciała do przygotowanych przyrządów (rzadziej odwrotnie) i wykonywanie ruchów powodujących odkształcenia tkanek miękkich. Zalety SMR to jego powszechna dostępność oraz niskie koszty.

¹ Wielu autorów tłumaczy dosłownie wyraz RELEASE jako „uwolnienie” jednak ze względów omówionych w dalszej części tekstu w niniejszej pracy użyto sformułowania „rozluźnienie”.

Fizjoterapeuta może włączyć je do programowanego planu rehabilitacji jako techniki realizowane przez pacjenta w domu. Wraz ze wzrastającą dostępnością nowych narzędzi na rynku, pojawia się również konieczność weryfikowania ich skuteczności przez środowiska naukowe. Jednym z takich narzędzi jest uwzględniony w niniejszej pracy wałek do rolowania.

1.3.2 Samodzielne rozluźnianie mięśniowo-powięziowe za pomocą wałka do rolowania: definicja i cele

Mianem samodzielnego rozluźniania mięśniowo-powięziowego za pomocą wałka do rolowania (ang. *Foam Rolling* – FR) określa się proces masażu wykonywanego samodzielnie za pomocą cyklicznych, wahadłowych ruchów z częściowym oparciem ciała na cylindrycznym wałku. Używany do tego celu wałek jest jednym z najczęściej opisywanych i polecanych pomocniczych przedmiotów służących do SMR [28]. Część badaczy sugeruje, że miękkie wałki lepiej penetrują tkanki, jednak inne doniesienia faworyzują wałki o średniej lub dużej twardości [33]. Do najczęstszych celów stosowania FR należą: przygotowanie tkanki mięśniowo-powięziowej do wysiłku, zmniejszenie jej sztywności i zwiększenie zakresu ruchu, zmniejszenie dolegliwości bólowych, a także przyspieszenie regeneracji potreningowej. W pracy klinicznej sugeruje się, że FR może przyczynić się do poprawy jakości życia u osób z fibromialgią oraz zespołem bólu mięśniowo-powięziowego [28].

W trakcie aplikacji wałek prowadzony jest najczęściej wzdłuż mięśnia, na całym dostępnym przebiegu. Równomierne uciskanie tkanek miękkich wywołuje u trenujących oraz pacjentów wrażenie lekkości i miękkości miejsca poddawanego autoterapii, choć niektórzy autorzy zaobserwowali umiarkowaną korelację pomiędzy faktyczną i odczuwaną efektywnością zabiegu, sugerując ostrożność w interpretacji odczuć osób badanych [134]. Mechaniczne oddziaływanie na tkanki miękkie łączy w sobie elementy technik ugniatania i rozcierania z klasycznej odmiany masażu. Są one „wycelowane” na skórę, tkankę podskórną oraz mięśnie, a także mogą wzmacniać lokalne krążenie krwi oraz powrót żylny [180]. Specyficzna dla tego typu interwencji jest możliwość samodzielnego dozowania siły ucisku oraz uzyskiwania bardzo intensywnej stymulacji w przypadku większego obciążenia wałka własnym ciężarem ciała. Dotychczas zaobserwowano wiele korzyści płynących z zastosowania FR. Należą do nich przede wszystkim: zwiększenie

zakresu ruchu w stawach [10, 27, 53, 80, 110, 111, 124], podwyższenie progu bólu [26, 75, 140], czy zmniejszenie potreningowych bólów mięśniowych [140]. Najnowsze badania przeprowadzane na zwierzętach demonstrują istotnie zmniejszoną apoptozę komórek, zmniejszoną odpowiedź cytokin prozapalnych oraz wzmożoną aktywność substancji przeciwzapalnych po podaniu neurotoksyny i aplikacji FR w porównaniu z grupą nie poddaną rolowaniu [136]. Dokładny mechanizm działania FR nie jest znany [28].

1.3.3 Potencjalne mechanizmy wpływu FR na parametry biomechaniczne tkanki mięśniowo-powięziowej

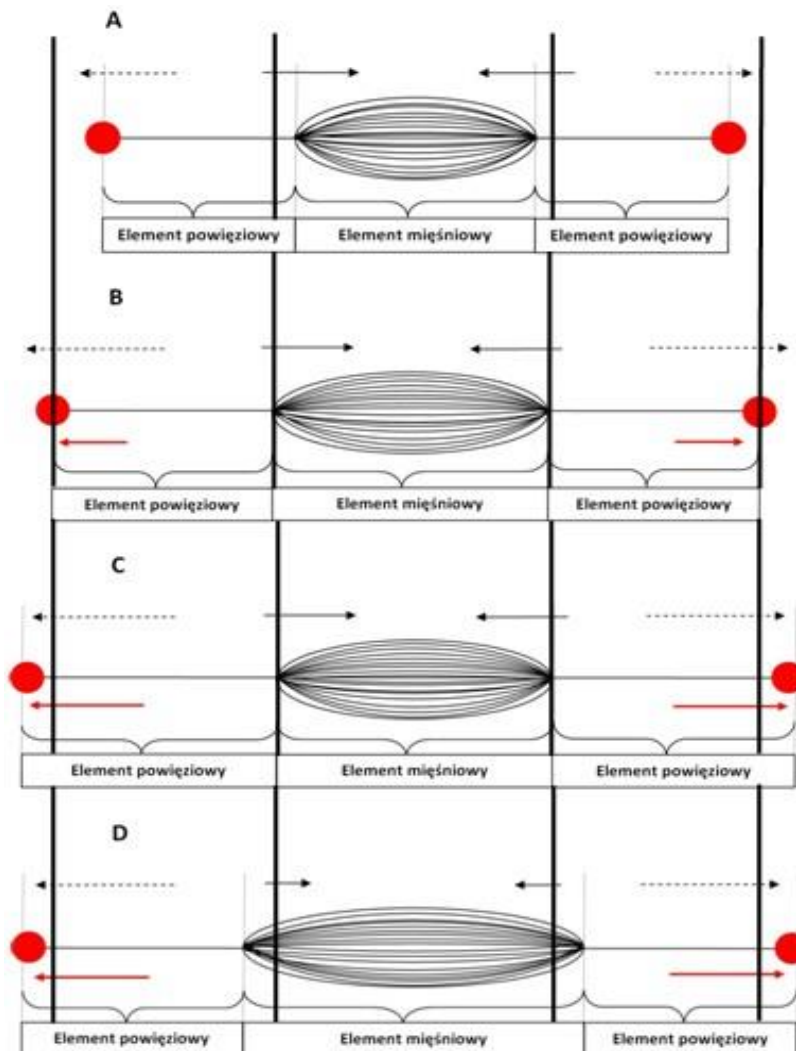
Mechanizmy wywołujące uzyskiwane w FR efekty pozostają nieznanne, podobnie jak optymalne parametry rolowania [37]. Niektórzy z autorów zwracają uwagę, że rolowanie prawdopodobnie nie ma bezpośredniego wpływu na rozluźnienie samej powięzi oraz jej mechaniczne „uwolnienie”, a to ze względu na specyfikę bodźca i jego niewystarczającą siłę [11, 25]. Inni wskazują na konieczność obserwacji różnych parametrów biomechanicznych uważając, iż dopiero one wymiennie odzwierciedlą procesy inicjowane przez FR. I tak na przykład, w badaniach Krause i wsp. nie zarejestrowano wpływu FR na sztywność pasywną, natomiast odnotowano istotny wpływ tej interwencji na zakres ruchu [95]. W innych pracach istotne zmiany sztywności mięśni zostały zaobserwowane po zastosowaniu FR [9, 85, 186] oraz po zastosowaniu FR wraz z rozgrzewką aktywną [125].

Potencjalne mechanizmy oddziaływania FR na organizm można zasadniczo rozpatrywać w dwóch aspektach. Bardziej intuicyjnym i łatwiejszym do przedstawienia jest aspekt mechaniczny związany z bezpośrednim uciskaniem tkanek (Rycina 5, schemat C). Powstaje on na skutek wszelkiego rodzaju chwilowych i długotrwałych zmian miejscowych w strukturze lub czynności głównie elementów powięziowych jednostki mięśniowo-powięziowej. Drugi aspekt o charakterze ogólnoustrojowym (Rycina 5, schemat D) jest związany z aktywnością neurologiczną i umożliwia uzyskiwanie reakcji również w miejscach nie poddawanych bezpośrednio terapii. Obydwa te aspekty dają większą możliwość wydłużenia jednostki mięśniowo-powięziowej pod wpływem działania sił zewnętrznych w porównaniu ze stanem przed zastosowaniem FR (Rycina 5, schemat B). W obu przypadkach wyróżnia się kilka potencjalnych mechanizmów,

które mogą przyczyniać się do zaistnienia efektów osiąganych za pomocą FR. W dalszej kolejności zostaną opisane najczęściej wymieniane w literaturze mechanizmy odpowiedzialne za powstawanie zmian miejscowych i ogólnoustrojowych.

1.3.3.1 Potencjalne mechanizmy FR o znaczeniu miejscowym

Jednostka mięśniowo-powięziowa musi nieustannie reagować na oddziaływujące na nią siły. Nie ulega wątpliwości, że bodźcem wywołującym odkształcenie i zmiany w organizmie podczas stosowania FR jest mechaniczna kompresja.



Rycina 5. Siły wewnątrz jednostki mięśniowo-powięziowej w stanie spoczynku (schemat A) i w reakcji na przyłożenie dodatkowej siły zewnętrznej (przerwane strzałki przedstawiają sumaryczny wektor sił zewnętrznych) przed zastosowaniem FR (schemat B) oraz po zastosowaniu FR: schemat C eksponuje hipotetyczny miejscowy (związany z elementem powięziowym) efekt działania FR, schemat D – efekt ogólnoustrojowy (związany z elementem mięśniowym). Na schemacie C siły wewnętrzne (ciągłe, czarne strzałki) i zewnętrzne nie zmieniają swych wartości, jednak z uwagi na

zmiany właściwości biomechanicznych elementu powięziowego (m.in. sztywności) ulega on większemu wydłużeniu. Na schemacie D widoczne jest zmniejszenie pobudzenia elementu mięśniowego jednostki przez OUN; dochodzi wówczas do zmniejszenia wielkości sił wewnętrznych generowanych w jednostce oraz następuje wydłużenie tego elementu. W warunkach rzeczywistych efekty miejscowy i ogólnoustrojowy najprawdopodobniej sumują się. Źródło: częściowo wg Siebert i wsp. [162].

Uświadomienie sobie wielkości sił zewnętrznych oddziaływujących na jednostkę mięśniowo-powięziową podczas FR stanowi wstęp do rozważań na temat potencjalnych reakcji organizmu na taki bodziec. Badania wskazują, że w przypadku mięśni kulszowo-goleniowych wielkość siły uciskającej różni się w zależności od położenia wałka. Największe wartości osiąga ona w okolicach biodra ($46,44 \pm 4,7\%$ masy ciała), pośrednie w połowie uda ($35,33 \pm 5,59\%$), a najmniejsze w pobliżu kolana ($25,44 \pm 3,86\%$)[32]. W badaniach Murraya i wsp. stwierdzono, że siła oddziaływująca na mięśnie przedniej strony uda, w pozycji rolowania w podporze przodem, wynosiła 27-67% ciężaru ciała osoby rolującej [129], a w jednostkach bezwzględnych 15,8-40,6 kG, natomiast w badaniu Macdonalda i wsp. [109] w trakcie rolowania mięśni kulszowo-goleniowych odnotowano wartości sił wynoszące średnio 52% ciężaru ciała osoby rolującej ($43,39 \pm 7,58$ kG). Odnosząc poruszaną tutaj siłę uciskającą do przedstawionego wcześniej modelu jednostki mięśniowo-powięziowej, należy rozumieć ją jako przykładaną w kontrolowany sposób siłę zewnętrzną oddziaływującą w takich właśnie przedziałach wartości.

Analizując FR z perspektywy lokalnego oddziaływania bodźca kompresyjnego, należy zwrócić uwagę na reakcje mogące potencjalnie pojawiać się w stymulowanych tkankach. Właściwe procesy ciągle pozostają nieznanymi, a literatura obfituje w teorie wyjaśniające osiągnięte rezultaty. Każda z nich wymaga jednak dalszej weryfikacji. Do najczęściej proponowanych przez autorów zalicza się przede wszystkim teorie zmian tiksotropowych (w tym zmian temperatury i zmian hydrodynamicznych) [110, 123, 138, 172], lokalnego zwiększenia ukrwienia [27, 123], uwalniania zrostów powięziowych [2, 127, 138], uwalniania punktów spustowych [138, 170] i efektu piezoelektrycznego [31, 138].

Wymienione teorie mają słabe punkty. Przykładowo, bezpośrednie „uwolnienie” w pełni mocnych, dojrzałych struktur łącznotkankowych wydaje się wątpliwe ze względu na niewystarczające siły aplikowane podczas FR, co jest głównym argumentem przeciwników takiej teorii [25]. Nie zaobserwowano również kumulowania się efektów terapeutycznych płynących ze stosowania FR

regularnie przez długi okres czasu [69], co w przypadku prawdziwości teorii „uwalniania” powinno mieć miejsce.

Warto zwrócić również uwagę na charakterystykę wiązań kolagenowych. Czas półtrwania nieuszkodzonego kolagenu wynosi od 300 do 500 dni, z kolei dla substancji podstawowej ta wartość to 1,7-7 dni [19]. Synteza i degradacja kolagenu to nieustanny, złożony proces. Nawet w przypadku procesu regeneracji potreningowej [155] czy leczenia ran [38], w których może dochodzić do uszkodzenia wymienionych struktur, istotne zmiany w ich obrębie obserwowane są po wielu godzinach lub dniach od wystąpienia bodźca traumatyzującego. Przedstawiane zakresy czasu wydają się zbyt obszerne w odniesieniu do natychmiastowych, lecz krótkotrwałych efektów obserwowanych po aplikacji FR, których w tym świetle raczej nie można wiązać z procesami genezy-destrukcji kolagenu.

Odpowiedź organizmu obserwowana dotychczas w badaniach bliższa jest raczej reakcji substancji koloidowych na mechaniczny ucisk i ciepło [154]. Substancja podstawowa wypełniająca macierz pozakomórkową wewnątrz powięzi wykazuje, przynajmniej w teorii, właściwości koloidowe. Tym samym, zauważane w efekcie FR reakcje lokalne można potencjalnie odnosić do czasowych zmian związanych z tiksotropią, zmian piezoelektrycznych lub hydrodynamicznych, zachodzących głównie w obrębie tej tkanki. Ze względu na niedobór danych empirycznych charakter tych teorii pozostaje spekulatywny [95].

Niezwykle istotnym jest uświadomienie sobie, że finalnie, w wyniku złożonej odpowiedzi tkanek na stosowaną kompresję i niezależnie od mechanizmów wywołujących ją, dochodzić będzie do zmian właściwości fizycznych zaangażowanych w nią struktur, a przez to do modyfikacji warunków transmisji sił w jednostce mięśniowo-powięziowej. Określona jednostka stawać się może wówczas bardziej lub mniej podatna (albo odpowiednio mniej lub bardziej oporna) na działanie siły, wykazując pod jej wpływem większe lub mniejsze odkształcenia niż przed zastosowaniem FR (Rycina 5, schemat C).

1.3.3.2 Potencjalne mechanizmy FR o znaczeniu ogólnoustrojowym

W najnowszych badaniach autorzy coraz częściej wskazują na pośrednie zmiany wynikające z działania mechanizmów o charakterze ogólnoustrojowym występujących w FR, marginalizując znaczenie bezpośrednich efektów

miejscowych. Zasadnicza różnica między nimi polega na tym, że zmiany ogólnoustrojowe muszą stanowić wynik odpowiedzi całego organizmu (a przynajmniej większej jego części) na zastosowany bodziec, a miejscowe – wynik miejscowej reakcji tkankowej. Punktem wyjścia do uzyskania zmiany ogólnoustrojowej może być intensywne pobudzenie mechanoreceptorów, a czasem także nocycceptorów skórnych i mięśniowych [2]. Efektem takiej stymulacji jest powstanie pobudzenia neuronalnego docierającego do wyższych ośrodków układu nerwowego. Informacja ta przeobrazić się może w subiektywnie odczuwane „wrażenie” wyzwalające z kolei specyficzną odpowiedź, realizowaną z pomocą licznych narzędzi.

Do proponowanych wyjaśnień zmian ogólnoustrojowych należą: teoria podwyższenia progu bólu poprzez aktywację układów hamujących i modulujących czucie bólu, teoria modulacji czynności autonomicznego układu nerwowego i teoria redukcji aktywności mięśniowo-powięziowej na drodze odruchowej [11]. W jednostce mięśniowo-powięziowej w wyniku uruchomienia mechanizmów ogólnoustrojowych może dochodzić finalnie do zmniejszenia aktywności motoneuronów i następczego zmniejszenia wielkości sił wewnętrznych (mniejsze pobudzenie ze strony OUN wywołuje mniejszą aktywność własnego elementu mięśniowego jednostki – Rycina 5, schemat D) oraz zewnętrznych (w związku z mniejszą aktywnością elementów mięśniowych sąsiednich jednostek). Dzięki temu równowaga pomiędzy siłami wewnętrznymi i zewnętrznymi zostałaby zachowana przy mniejszych wartościach tychże sił, co mogłoby być subiektywnie odbierane jako poczucie ulgi i zmniejszonej „sztywności”.

Dążąc do wyjaśnienia ogólnoustrojowego oddziaływania FR na organizm, warto odnieść się do teorii opisujących ból. Jest to spowodowane faktem, że ogólnoustrojowe efekty obserwowane po aplikacji FR stanowią skutek adaptacji całego organizmu do intensywnego w swej naturze bodźca i powstają z zaangażowaniem układu nerwowego. W istocie, aplikacja FR może powodować nieprzyjemne odczucia i prowadzić do dyskomfortu. W przypadku modyfikacji mechanizmów inhibicyjnych bólu [2, 22, 124, 182] oraz modulacji działania autonomicznego układu nerwowego [2, 11, 124] adaptacja o zasięgu ogólnoustrojowym polega na wydzielaniu szeregu zróżnicowanych substancji na różnych poziomach układu nerwowego w celu przywrócenia homeostazy organizmu. Jeden z proponowanych mechanizmów inhibicyjnych opiera się na

tradycyjnej teorii zwanej teorią bramki kontrolnej (ang. *control gate theory*) [120]. Kolejną możliwością jest rozproszona kontrola hamowania bólu (ang. *Diffuse Noxious Inhibitory Control – DNIC*), w której intensywna mechaniczna stymulacja powodująca nieprzyjemne doznania stymulować ma specyficzne ośrodki mózgowe i rdzeniowe do wydzielania transmiterów takich jak noradrenalina i serotonina zstępującymi drogami nerwowymi, a w efekcie wywoływać rozległe działanie przeciwbólowe [2, 22] i regulujące aktywność mięśniową [36].

Oddziaływanie przeciwbólowe FR zostało zaobserwowane zarówno w pomiarach subiektywną skalą numeryczną [22, 49, 109], jak i w pomiarach progu bólu przeprowadzanych algometrem uciskowym [2, 49, 140]. Udowodniono również, że aplikacja FR nie musi być bolesna, aby wywołać wymieniany wcześniej efekt zwiększenia zakresu ruchu [62]. Analizując temat inhibicji bólu z perspektywy patologii, nieprawidłowe działanie wymienionych mechanizmów inhibicyjnych zostało zaobserwowane w zespołach bólowych związanych z tkanką mięśniowo-powięziową, takich jak fibromialgia [161, 189], napięciowe bóle głowy [43] i przewlekły ból pochodzenia mięśniowego [58].

Zarówno pobudzenie mechanoreceptorów, jak i wolnych zakończeń nerwowych łączy się również z działaniem autonomicznego układu nerwowego [60]. Ze względu na powszechne występowanie tkanki powięziowej w organizmie, część badaczy określa ją nawet mianem „wszechobecnej synapsy” dla impulsów autonomicznych [8]. Potencjalnie, rezultatem jej mechanicznej stymulacji może być wtórna inhibicja współczulnej części autonomicznego układu nerwowego [154], co może mieć znaczenie dla stanu biomechanicznego tkanek. W badaniach zaobserwowano wpływ FR na takie parametry autonomiczne, jak zmienność rytmu zatokowego oraz ciśnienie krwi w czasie regeneracji potreningowej [7]. Inne doniesienia wskazują na wpływ FR na funkcjonowanie tętnic [132].

Wymienione w poprzednich akapitach informacje wiązały się głównie z pobudzeniem różnorodnych mechanoreceptorów odbierających bodźce działające na powierzchnię ciała. Równie ważną rolę w organizmie człowieka odgrywiają proprioceptory mięśniowe, które związane są z percepcją czucia głębokiego i położenia ciała w przestrzeni. Z perspektywy jednostki mięśniowo-powięziowej szczególnie ważne są wrzeciona mięśniowe (położone wewnątrz włókien mięśni) oraz narządy ścięgniste Golgiego (położone wewnątrz ścięgien). Receptory te z różną wrażliwością reagują pobudzeniem na zmianę długości struktur

macierzystych oraz na oddziaływujące na nie siły. Pochodzące z nich, wyróżniające się grubą osłonką mielinową włókna nerwowe umożliwiają przewodzenie impulsów w kierunku rdzenia kręgowego z dużą szybkością. Stwarza to odpowiednie warunki do automatycznego dostosowania poziomu aktywności mięśni do bieżącej konfiguracji sił działających na układ ruchu.

Poza opisanymi, wstępującymi połączeniami czuciowymi tworzącymi wraz z motoneuronami alfa bardzo szybki i sprawny mechanizm odruchowy, wrzeciona mięśniowe posiadają również własne unerwienie ruchowe, nazywane układem gamma. Poprzez odpowiednie dopasowanie długości włókien wrzeciona mięśniowego reguluje on czułość opisanego wyżej mechanizmu odruchowego na działające siły.

Narządy ścięgniste Golgiego stanowią odpowiednik wrzecion mięśniowych umiejscowionych głównie w miejscu przejścia mięśnia w ścięgno. Receptory te również reagują na wydłużenie struktur, w których się znajdują, jednak ze względu na swoje specyficzne położenie są bardziej czułe na rozciąganie aktywne niż pasywne. Pobudzenie jest więc w tym przypadku najczęściej wynikiem oddziaływania sił wewnętrznych, generowanych przez element mięśniowy jednostki mięśniowo-powięziowej. Pobudzone receptory Golgiego aktywują neuron odpowiedzialny za hamowanie opisanej w poprzednich akapitach impulsacji pochodzącej z wrzecion mięśniowych, zmniejszając tym samym wielkość sił wewnętrznych w jednostce i wywołując rozluźnienie tegoż mięśnia.

Proprioceptory odgrywają istotną rolę w skomplikowanym układzie wzajemnego pobudzania i hamowania aktywności motoneuronów opartym o zjawisko sprzężenia zwrotnego wpływając na regulację opisywanego wcześniej tonusu mięśniowego, tj. podstawowej aktywności mięśnia, niezależnej od świadomości człowieka [131]. Zaburzenia występujące w działaniu tego układu odruchowego mogą mieć poważne konsekwencje dla tkanki mięśniowo-powięziowej. Johansson i Sojka w swoim modelu powiązali statyczną, „monotonną” pracę mięśniową z objawami bólowymi i sztywnością tkanki mięśniowo-powięziowej, często o odległej lokalizacji [76, 77]. Podstawą ich hipotez był obserwowany wpływ receptorów mięśniowych na aktywność motoneuronów gamma na poziomie rdzenia kręgowego. Ze względu na swój rdzeniowy charakter, opisywane zjawisko ma szansę obejmować nie tylko obciążony mięsień, ale wpływać również na motoneurony kontralateralne, a tym

samym na odległe obszary ciała. Chociaż nigdy nie dowiedziono jednoznacznie prawdziwości takiej hipotezy, to znaczna część badań potwierdza jej kluczowe aspekty [87], a wielu autorów korzysta z jej elementów w opisywaniu etiologii dolegliwości mięśniowo-powięziowych [119, 154]. Aplikacja FR w takim przypadku mogłaby przerywać niepożądany ciąg przyczynowo-skutkowy poprzez krótkotrwałą, intensywną stymulację mechanoreceptorów, zmniejszając tym samym pobudzenie motoneuronów alfa. W istocie, w badaniach poziomu aktywności mięśniowej mierzonej za pomocą elektromiografii zaobserwowano redukcję aktywności bioelektrycznej mięśnia obszernego bocznego po ręcznej aplikacji FR [16].

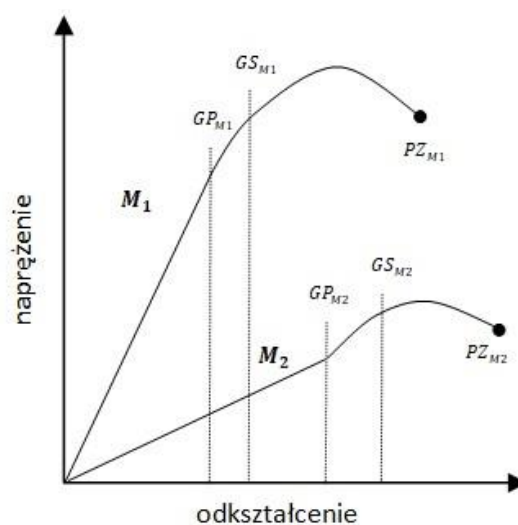
Wymienione mechanizmy miejscowe i ogólnoustrojowe stanowią uproszczony opis skomplikowanych zjawisk zachodzących w organizmie. Efektem ich występowania są zmiany dostosowawcze w wielu tkankach, układach i narządach, między innymi w tkance mięśniowo-powięziowej. Aby podjąć próbę identyfikacji tych zmian, konieczne jest zdefiniowanie parametrów umożliwiających ich kwantyfikację.

1.4 Parametry biomechaniczne tkanki mięśniowo-powięziowej

Do oceny właściwości mechanicznych różnorodnych materiałów używane są pewne mierzalne wielkości. Właściwości te ujawniają się częstokroć w reakcji danego materiału na oddziaływujące na niego siły. Poznając wymierne wielkości charakteryzujące owe właściwości, można uzyskać obraz aktualnego stanu biomechanicznego jednostki mięśniowo-powięziowej, a także weryfikować hipotezy dotyczące możliwości wywierania wpływu na ten stan. Kluczową dla zrozumienia właściwości materiałów jest krzywa zależności odkształcenia od naprężenia, która dla każdego z nich przebiega inaczej (Rycina 6).

Odształcenie definiuje się jako ilościową miarę deformacji polegającej na czasowej lub permanentnej zmianie położenia punktów ciała, natomiast naprężenie to wielkość siły deformującej przypadająca na określoną jednostkę pola powierzchni przekroju poprzecznego tegoż ciała. W przypadku zagadnień technicznych, związanych np. z określaniem właściwości materiałów konstrukcyjnych, pomiar opisywanych parametrów nie sprawia trudności, jednak wyznaczenie ich wartości w tkankach organizmów żywych jest bardziej

skomplikowane. Istnieje jednak pośredni sposób wyznaczania wartości naprężeń w takich warunkach. Zauważono bowiem, iż wysoce naprężone ciało pod wpływem działania poprzecznej siły wpada w drgania o większej częstotliwości, niż ciało poddawane mniejszym naprężeniom. Zjawisko to nie jest obce muzykom. Naciągając sztywną strunę i uderzając w nią palcami uzyskują oni coraz wyższy dźwięk. Także w domenie tkanek organizmów żywych od pewnego czasu zaczęto wykorzystywać taki właśnie sposób pomiaru naprężeń. Ich wielkość oddaje częstotliwość drgań tkanek wywołanych krótkotrwałym przyłożeniem do nich siły poprzecznej.



Rycina 6. Krzywe zależności naprężenie-odkształcenie dla dwóch różnych materiałów. Odkształcenie definiuje się jako ilościową miarę deformacji polegającej na czasowej lub permanentnej zmianie położenia punktów ciała, natomiast naprężenie jako wielkość siły deformującej przypadającą na jednostkę pola powierzchni przekroju poprzecznego tegoż ciała. M_1 – materiał pierwszy, M_2 – materiał drugi, GP_{M1} – granica proporcjonalności dla materiału M_1 , GP_{M2} – granica proporcjonalności dla materiału drugiego, GS_{M1} – granica sprężystości dla materiału pierwszego, GS_{M2} – granica sprężystości dla materiału M_2 , PZ_{M1} – punkt zerwania dla materiału M_1 , PZ_{M2} – punkt zerwania dla materiału M_2 . Granice proporcjonalności oddzielają prostoliniowe odcinki krzywych od krzywoliniowych. Granice sprężystości materiałów oddzielają zakres odkształceń sprężystych od zakresu odkształceń plastycznych. Punkt zerwania wskazuje na wartość graniczną naprężenia materiału, w której dochodzi do jego przerwania. Częściowo wg Weppler CH, Magnusson SP (2010) Increasing Muscle Extensibility: A Matter of Increasing Length or Modifying Sensation? Phys Ther 90:438–449. doi: 10.2522/ptj.20090012 [181].

Do parametrów najczęściej używanych w opisach właściwości tkanki mięśniowo-powięziowej należy wspomniana już wcześniej sztywność. Potocznie oddaje on pewną „trudność” powstającą przy próbach odkształcenia danego przedmiotu. Mówi się zatem, że podeszwa butów do wędrowek wysokogórskich jest, w porównaniu z podeszwą obuwia przeznaczonego do codziennego użytku, sztywniejsza. Oznacza to, że trudniej ugina się pod działaniem ciężaru ciała. W

przypadku przywoływanego wcześniej przykładu struny, wielkość siły poprzecznej, jakiej musi użyć muzyk by odkształcić strunę, wskazuje na sztywność tegoż obiektu.

W fizyce sztywność definiuje się jako stosunek wartości siły odkształcającej do wielkości odkształcenia [171]. Dla sztywności wzdłużnej zależność tę opisuje następujący wzór:

$$K = \frac{\Delta F}{\Delta l}$$

gdzie:

K – sztywność wzdłużna

ΔF – zmiana wielkości siły odkształcającej [N]

Δl – wzdłużna zmiana długości (odkształcenie bezwzględne) badanej próbki [m]

Tkanka o większej sztywności jest mniej podatna na odkształcenie, np. w mniejszym stopniu rozciągliwa. Oznacza to, że krzywa naprężenie-odkształcenie jest nachylona pod większym kątem w swoim prostoliniowym fragmencie (więcej siły będzie konieczne do odkształcenia tkanki o tę samą wartość przestrzenną). Można stwierdzić, że spośród dwóch krzywych przedstawionych na Rycinie 6, krzywa M_1 charakteryzuje materiał o większej sztywności.

Kolejną istotną właściwością tkanki mięśniowo-powięziowej jest jej sprężystość. W tym przypadku mówiąc o sprężystym przedmiocie lub materiale ma się na myśli jego „dążenie” do odzyskania pierwotnego kształtu po zaistnieniu deformacji. Wyrazistym przykładem tego dążenia jest zachowanie sprężyny. Także w fizyce zdolność do natychmiastowego odzyskiwania pierwotnego kształtu (wymiarów) po zakończeniu działania siły odkształcającej nazywa się sprężystością [74]. Należy podkreślić, że podobna definicja dotyczy pojęcia elastyczności. Obydwa pojęcia są do siebie zbliżone, jednak nie są tożsame. Mimo to, i ze względu na fakt, że różnice pomiędzy nimi nie mają znaczenia w kontekście niniejszej pracy (występują na poziomie mikroskopowym), używane będzie w niej wyłącznie pojęcie sprężystości.

W zakresie, w którym odkształcany przedmiot odzyskuje pierwotny kształt krzywa naprężenie-odkształcenie przybiera charakterystyczny prostoliniowy przebieg, niezmienny do tzw. granicy proporcjonalności (Rycina 6). Naprężenie jest wówczas wprost proporcjonalne do odkształcenia. Pomimo że powstające deformacje są w pełni odwracalne także poza granicą proporcjonalności, aż do granicy sprężystości, to stosunek naprężenia do odkształcenia właśnie w proporcjonalnej (prostoliniowej) części wykresu najlepiej prezentuje sprężystość

ciała. Jest to tzw. moduł sprężystości, stały dla każdego materiału i dla danego kierunku naprężenia. Dla sił działających osiowo wzdłuż obiektów powodujących odkształcenia wzdłużne, parametr ten nosi nazwę modułu Younga. Przedstawianą zależność opisuje wzór:

$$E = \frac{\sigma_p}{\varepsilon}$$

gdzie:

E – moduł sprężystości podłużnej (Younga) [$\text{Pa} = \frac{\text{N}}{\text{m}^2}$]

$\sigma_p = \frac{F_p}{A_{pp}}$ – naprężenie podłużne [$\text{Pa} = \frac{\text{N}}{\text{m}^2}$]

F_p – siła deformująca materiał w jego osi długiej [N]

A_{pp} – pole przekroju poprzecznego [m^2]

$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0}$ – odkształcenie względne podłużne, bez jednostki

$\Delta l = l - l_0$ – zmiana długości (odkształcenie bezwzględne) badanej próbki [m]

l_0 – długość początkowa badanej próbki [m]

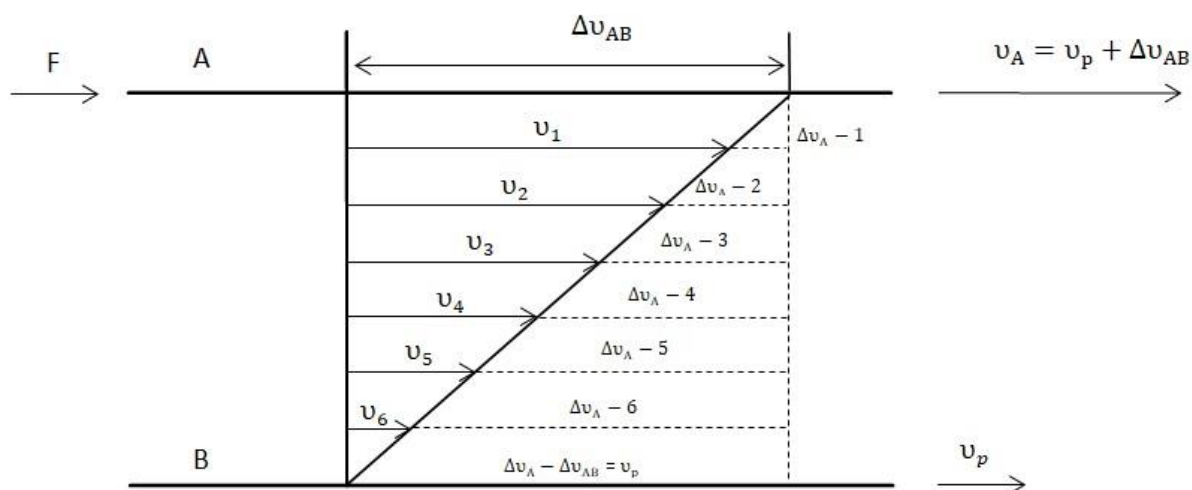
l – długość aktualna badanej próbki [m]

W materiale o większym module sprężystości występować będą zatem mniejsze odkształcenia. Niewielki moduł sprężystości materiału wskazuje na możliwość uzyskiwania większych odkształceń pod wpływem działania tych samych sił. Ponadto granica występowania odkształceń sprężystych wskazuje zakres naprężeń w jakim materiał pozostaje sprężysty. Przykładowo, guma lub kauczuk o niewielkim module Younga (ok. 0,01-0,10 GPa) są znacznie łatwiejsze do zdeformowania, ale z powodu dużej granicy sprężystości, zachowują zdolność powrotu do stanu pierwotnego przy większych odkształceniach niż mająca te same wymiary początkowe i poddana działaniu tej samej siły np. ludzka kość (moduł Younga ok. 14 GPa), czy ołów (moduł Younga ok. 16 GPa).

Oprócz wymienionych powyżej bezpośrednich metod wyznaczania sprężystości istnieją także metody pośrednie. Część z nich wynika z obserwacji, że struktury wysoce sprężyste (takie jak opisywana wcześniej alegoryczna struna) po pierwotnym odkształceniu nie tylko wracają do stanu początkowego ale zaczynają oscylować wokół pozycji początkowej. Każda z kolejnych oscylacji jest jednak mniejsza od poprzedniej. Takie zjawisko nazywamy tłumieniem. Wartość opisywanego „ubytku” wielkości dwóch dowolnych amplitud w kolejnych cyklach oscylacji (wskazująca tempo zaniku drgań) może posłużyć do opisu jej sprężystości jako tzw. logarytmiczny dekrement tłumienia, ponieważ pomiędzy tymi zmiennymi zachodzi zależność odwrotnej proporcjonalności.

Relatywnie łatwe do zrozumienia, przedstawione powyżej charakterystyki dotyczyły przede wszystkim materiałów w dużym stopniu jednorodnych. Materiały biologiczne, ze względu na znaczną zawartość płynów, nie mogą jednak być uznane za takie, a w efekcie, w opisach ich reakcji na oddziaływanie siłą należy też uwzględnić mechanikę cieczy. Każdy potrafi sobie wyobrazić, że opory powstające podczas wyciągania ręki z naczynia z wodą będą inne, niż te, powstałe w wyniku wyciągania jej z naczynia z miodem. Wszystkie ciecze posiadają więc pewne specyficzne właściwości fizyczne, wśród których szczególne miejsce zajmuje lepkość.

Lepkość jest efektem wzajemnych oddziaływań pomiędzy cząsteczkami płynu, które przedstawiane są w postaci hipotetycznych, przemieszczających się względem siebie warstw. Aby lepiej zrozumieć ten mechanizm dobrze jest posłużyć się uproszczonym modelem. Odpowiednikiem sprężyny obrazującej sprężystość ciała niech stanie się tłumik złożony z cylindra wypełnionego cieczą, w której porusza się tłoczek. Poruszenie tłoczkiem powoduje ruch cieczy, który nie jest natychmiastowy i jednolity w całej jej objętości, a raczej rozprzestrzenia się, wytracając prędkość wraz z odległością. Dzieje się tak dlatego, że przekazywanie pędu pomiędzy warstwami cieczy wiąże się z wewnętrznym tarcieniem. Innymi słowy, powstają pomiędzy nimi tzw. naprężenia ścinające. Można zobrazować tę sytuację poprzez dwie płytki umieszczone w płynie (Rycina 7).



Rycina 7. Rozkład prędkości w warstwach płynu poddanych naprężeniu ścinającemu na przykładzie dwóch płytek A i B o jednakowym przekroju, oddzielonych płynem Newtonowskim o przepływie laminarnym (o równoległych wektorach prędkości przepływu dla poszczególnych warstw). Płytki przed przyłożeniem dodatkowej siły F przesuwali się z jednakową prędkością początkową u_p . F – siła oddziałująca stycznie do warstwy płynu na jedną z płytek, Δv_{AB} – różnica prędkości pomiędzy płytkami, $\Delta v_A - x, x \in (0, \Delta v_{AB})$ – różnice prędkości kolejnych, hipotetycznych warstw płynu względem płytki poruszającej się z prędkością u_A . Różnice te zwiększają się

stopniowo (prędkość kolejnych warstw płynu maleje) wraz z oddalaniem się od płytki poddanej dodatkowej sile F z powodu obecności sił tarcia wewnętrznego w płynie. Źródło: częściowo wg Dziubiński M, Kiljański T, Sęk J. (2014) Podstawy teoretyczne i metody pomiarowe reologii. Wydawnictwo Politechniki Łódzkiej, Łódź, str. 20 [45].

Opór powstaje nie tylko na powierzchni stycznej pomiędzy obiektem wchodzącym w kontakt z płynem i samym płynem (np. pomiędzy cylindrem a płynem), ale także pomiędzy poszczególnymi warstwami płynu. Lepkość to właśnie ów wewnętrzny opór charakterystyczny dla płynów rzeczywistych. Naprężenie powstające stycznie do granicy dwóch warstw cieczy określane jest jako naprężenie ścinające, a stosunek różnicy prędkości poszczególnych warstw do ich odległości – jako prędkość ścinania. W kategoriach fizycznych współczynnik lepkości dynamicznej to parametr będący stosunkiem naprężenia ścinającego do prędkości ścinania. Jest on wyrażony wzorem:

$$\eta = \frac{\sigma_s}{\gamma}$$

gdzie:

η – współczynnik lepkości dynamicznej [$\text{Pa} \times \text{s}$]

$\sigma_s = F_s / A_{ws}$ – naprężenie ścinające

F_s – siła ścinająca (oddziaływująca stycznie do warstwy o powierzchni A) [N]

A_{ws} – pole powierzchni warstwy stycznej [m^2]

$\gamma = \Delta u_x / \Delta x$ – szybkość ścinania [s^{-1}]

Δu_x – różnica prędkości warstw poruszających się względem siebie

Δx – odległość pomiędzy warstwami

Współczynnik lepkości dynamicznej nazywany bywa również lepkością Newtona. Płyn o większym współczynniku lepkości (bardziej lepki) na skutek działania sił reaguje większym oporem wewnętrznym. Analizując tę sytuację z perspektywy deformacji, odkształcenie płynu o stosunkowo niewielkim współczynniku lepkości (np. wody), jest większe i następuje szybciej niż w płynach o większym współczynniku (np. miodzie lub smole).

W modelach reologicznych dla materiałów lepko-sprężystych naprężenie i odkształcenie całkowite jest zatem kombinacją naprężeń oraz odkształceń występujących w elemencie sprężystym o module sprężystości (E) i w elemencie lepkim o współczynniku lepkości (η) [175]. Głębsza analiza tych zjawisk wykracza poza ramy niniejszej pracy. Zamiast tego, należy zwrócić uwagę na parametry pozwalające ocenić udział poszczególnych elementów w „konstrukcji” konkretnego materiału, w tym także tkanki mięśniowo-powięziowej.

W analizie charakterystyk biomechanicznych tkanek o dużej lepkości istotnym elementem jest czas i szybkość ich deformacji zachodzących pod wpływem oddziaływania sił wewnętrznych i/lub zewnętrznych. Do opisu rozłożonej w czasie reakcji lepko-sprężystych tkanek wykorzystuje się dodatkowe parametry, odzwierciedlające zjawiska tzw. relaksacji i pełzania, które w swej istocie oddają różne aspekty tej samej zależności naprężenie-odkształcenie, jednak specyficzniej ukształtowanej w czasie [90].

Relaksacja, nazywana również relaksacją naprężenia, to stopniowy zanik naprężeń materiału zachowującego stałe odkształcenie. W reologii opisuje się relaksację na przykładzie materiału utrzymywanego w stałym rozciągnięciu. Taki materiał nie może „zareagować” na odkształcenie poprzez natychmiastową „chęć” powrotu do stanu sprzed deformacji. Wraz z upływem czasu naprężenie będzie jednak stopniowo zanikać w elemencie lepkiem doprowadzając do stopniowego spadku sumarycznego naprężenia w całym materiale lepko-sprężystym. Czas relaksacji to ilościowa miara opisująca ten proces, dostarczająca jednocześnie informacji o składowej lepkiej i sprężystej danego materiału.

W pełzaniu, nazywanym także relaksacją odkształcenia, materiał po zadziałaniu siły nie osiąga maksymalnego odkształcenia natychmiast po jej przyłożeniu, lecz proces ten jest rozłożony w czasie. Można to nazwać stopniowym, ograniczonym przyrostem odkształceń pod wpływem działania stałych sił. Parametry opisujące to zjawisko to czas odkształcenia oraz szybkość odkształcenia. W badaniach zjawiska pełzania wykorzystywany bywa test pełzania materiału, w którym pomiarom poddawane są naprężenia oraz odkształcenia zachodzące pod wpływem stałej siły, jak również test powrotu, w którym ocenia się czas zaniku odkształceń po odjęciu siły odkształcającej.

Ponieważ żaden materiał nie jest ani idealnie sprężysty, ani nie jest doskonale lepkiem płynem Newtona, w każdym z nich możemy zaobserwować pewną, minimalną wartość odkształcenia, niekiedy po dłuższym czasie oraz zanikanie tegoż odkształcenia, również zachodzące w określonym tempie. Czasy powstawania oraz zanikania odkształceń są także pomocnymi parametrami w definiowaniu właściwości mechanicznych danej substancji. Znajduje tutaj zastosowanie tzw. liczba Debory (De) określana jako stosunek czasu zanikania odkształcenia (tj. czasu powrotu) do czasu oddziaływania sił wywołujących odkształcenie (tj. czasu odkształcania). Tym samym większa wartość tego

parametru (mieszcząca się w przedziale $(1, \infty)$) charakteryzuje ciała o dużych wewnętrznych oporach przeciwko odkształceniu (np. bardzo lepkie ciecze, roztwory, zawiesiny, materiały amorficzne, plastyczne ciała stałe), wartość z przedziału $(0, 1)$ jest charakterystyczna dla cieczy i gazów, natomiast wartość ≈ 1 – dla płynów lepkosprężystych.

Pomiar czasów odkształcania i powrotu dla tkanki mięśniowo-powięziowej wspomaga analizę ich sprężystości i lepkości. Należy pamiętać, że tkanka ta jest materiałem wysoce heterogenicznym, nieliniowym i anizotropowym, a typowe, techniczne pomiary mechaniczne są w przypadku stosowania ich na żywym organizmie trudne oraz obarczone wysokim błędem. Odpowiednio zaprojektowane pomiary czasów odkształcania i powrotu, wraz z liczbą Debory pozwalają, przynajmniej w przybliżonym stopniu, na scharakteryzowanie komponenty lepkiej materiału mięśniowo-powięziowego żywego organizmu.

1.5 Podsumowanie

Związany z rozwojem industrialno-informacyjnym społeczeństw w krajach wysokorozwiniętych współczesny styl życia powoduje niekorzystne adaptacje w obrębie układu ruchu organizmu człowieka. Pomimo braku całkowitej znajomości mechanizmów odpowiedzialnych za wspomniane adaptacje, istnieje wiele możliwości skutecznego przeciwdziałania opisywanemu zjawisku. Wśród potencjalnych prozdrowotnych działań należy wyróżnić w tej sferze przede wszystkim powszechny dostęp do aktywności fizycznej, odpowiednie kierunkowanie świadomości społecznej oraz aktywność specjalistów w dziedzinie treningu oraz fizjoterapii. W ostatnim czasie elementem wspomagającym wymienione działania stały się poręczne narzędzia terapeutyczne, mogące posłużyć do samodzielnej domowej terapii bez udziału fachowców. W związku z dynamicznym przyrostem ich liczby pojawia się także potrzeba naukowej weryfikacji ich skuteczności oraz zdefiniowania mechanizmów działania. W przypadku tkanki mięśniowo-powięziowej zwrócenie uwagi na pewną grupę parametrów biomechanicznych daje możliwość opisu jej istotnych właściwości, predykcji odpowiedzi na działanie sił oraz weryfikacji wpływu wybranych technik terapeutycznych na jej stan. Ocena charakterystyk mechanicznych materiałów jest stosunkowo łatwa w inżynierii, natomiast sprawia problemy w przypadku tkanek

biologicznych, szczególnie gdy pomiary przeprowadza się na żywym organizmie. Dostępne są jednak coraz nowsze rozwiązania technologiczne, które w coraz większym stopniu pozwalają uporać się z obecnymi w tym względzie ograniczeniami.

Niniejszą pracę, zakorzenioną w, oraz wypływającą ze wszystkich wspomnianych powyżej idei, należy traktować jako próbę zweryfikowania wpływu jednego z najbardziej popularnych narzędzi do samodzielnej terapii (FR) na wybrane parametry biomechaniczne tkanki mięśniowo-powięziowej oraz zidentyfikowanie właściwego dla FR czynnika terapeutycznego (czy jest to pozycja ciała, charakterystyczny ruch ciała bez docisku do wałka, ruch ciała z dociskiem do wałka, czy też czas wykonywania terapii?). W przeprowadzonych w tych celach badaniach, pomiarów parametrów biomechanicznych dokonywano lokalnie i w oddaleniu od miejsca aplikacji terapii, ipsi- oraz kontralateralnie. Wykorzystano w tym celu przyrząd MyotonPro (Myoton AS, Tallinn, Estonia) oferujące możliwości wykonywania odpowiednich pomiarów na żywym organizmie.

2. Struktura i cele pracy

W niniejszej pracy ocenie poddano wpływ zabiegu samodzielnego rozluźniania mięśniowo-powięziowego grupy mięśni kulszowo-goleniowych w kończynie dolnej dominującej za pomocą wałka do rolowania (FR) na parametry biomechaniczne tkanki mięśniowo-powięziowej mierzone bezpośrednio w miejscu aplikacji (1 punkt; wpływ miejscowy) oraz w oddaleniu (5 punktów; wpływ ogólnoustrojowy, ipsi- oraz kontralateralny) na grzbietowej części ciała osób badanych. Podjęto również próbę identyfikacji właściwego czynnika terapeutycznego (pozycja ciała, ruch bez docisku do wałka, ruch z dociskiem do wałka, czas trwania zabiegu) oddziałującego na organizm w ramach tego zabiegu.

2.1 Podstawowe elementy struktury przeprowadzanego projektu

Model badawczy

Randomizowany (w zakresie podziału na grupy badawcze, losowanie bezzwrotne jednej z 96 kart oznaczonych w równej liczbie (n=16) numerem grupy umieszczonych w urnie) plan eksperymentalny z pojedynczym utajeniem wyników, celowym doбором uczestników z populacji generalnej i dwukrotnym pomiarem wartości zmiennych zależnych: przed i po wprowadzonej interwencji eksperymentalnej.

Główne zmienne niezależne

1. Czas trwania interwencji: 30 s oraz 120 s.
2. Czynniki terapeutyczne obecne w interwencji: tylko pozycja ciała (grupy SIAD), pozycja ciała + ruch (grupy RUCH), pozycja ciała + ruch + wałek do rolowania (grupy ROL).

W wyniku kombinacji wartości dwóch głównych zmiennych niezależnych uzyskano sześć grup porównawczych: SIAD30, RUCH30, ROL30, SIAD120, RUCH120, ROL120.

Zmienne zależne

Wartości analizowanych parametrów biomechanicznych tkanki mięśniowo-powięziowej: częstotliwości oscylacji, sztywności, tłumienia, liczby Debory; w

punkcie poddawanych interwencji określające lokalny wpływ zastosowanych interwencji eksperymentalnych.

Wartości analizowanych parametrów biomechanicznych tkanki mięśniowo-powięziowej: częstotliwości oscylacji, sztywności, tłumienia, liczby Debory; w punktach odległych od punktu poddawanego interwencji (2 położonych ipsilateralnie i 3 położonych kontralateralnie) określające ogólnoustrojowy wpływ zastosowanych interwencji eksperymentalnych.

Poza uzyskanymi surowymi wynikami w postaci wartości parametrów biomechanicznych, w trakcie przetwarzania danych obliczono również ich zmiany, odejmując wynik uzyskany w badaniu wyjściowym od wyniku uzyskanego w badaniu końcowym. W rezultacie tych działań dla każdego parametru otrzymywano tzw. **deltę** (ta robocza, jednak poręczna nazwa będzie wykorzystywana w dalszej części rozprawy), którą również zaliczono do grupy wskaźników wartości zmiennych zależnych.

Interwencja eksperymentalna

W grupie ROL30 w ramach interwencji stosowano samodzielne rozluźnianie mięśniowo-powięziowe za pomocą wałka do rolowania (FR), które osoba badana wykonywała przez 30 sekund. Ta sama interwencja przeprowadzana była dla grupy ROL120 z tym, że trwała 120 sekund.

W grupie RUCH30 w ramach interwencji stosowano poruszanie się w przód i w tył w ten sam sposób, w jaki grupa ROL30 robiła to podczas wykonywania FR jednak bez użycia wałka do rolowania. Osoba badana wykonywała interwencję przez 30 sekund. Ta sama interwencja przeprowadzana była dla grupy RUCH120 z tym, że trwała 120 sekund.

W grupie SIAD30 w ramach interwencji stosowano pozycję wyjściową dla grupy ROL30 bez użycia wałka (siad prosty), którą osoba badana utrzymywała przez 30 sekund. Ta sama interwencja przeprowadzana była dla grupy SIAD120 z tym, że w tej grupie trwała 120 sekund.

Pomiary wartości zmiennych zależnych

Pomiary wartości zmiennych zależnych miały miejsce przed zastosowaniem interwencji oraz bezpośrednio po upływie ok. dwóch minut po zakończeniu interwencji. W obu pomiarach wartość końcowa dla każdego z

parametrów była uśrednionym wynikiem trzykrotnego pomiaru przyrządem MyotonPRO w sześciu opisywanych punktach, przy czym każdy z trzech składowych pomiarów był już uśrednioną wartością trzech „wewnętrznych” pomiarów przeprowadzanych automatycznie przez MyotonPRO.

2.2 Podstawowe elementy struktury przeprowadzanego projektu

2.2.1 Ogólne problemy badawcze:

1. Czy zastosowanie zabiegu FR wywiera miejscowy i/lub ogólnoustrojowy wpływ na parametry biomechaniczne (częstotliwość oscylacji, sztywność, tłumienie, liczbę Debory) tkanki mięśniowo-powięziowej?
2. Czy możliwe jest wyłonienie głównego czynnika terapeutycznego FR odpowiedzialnego za wywieranie ww. wpływu?

2.2.2 Szczegółowe problemy badawcze i hipotezy:

1. Czy wartości ww. parametrów biomechanicznych ulegają zmianie po zastosowaniu FR dla grupy mięśni kulszowo-goleniowych dominującej kończyny dolnej w obrębie poszczególnych grup badawczych (tj. czy występują istotne różnice wewnątrzgrupowe):

- miejscowo w obszarze interwencji
- ogólnoustrojowo, w oddaleniu od obszaru interwencji, ipsilateralnie
- ogólnoustrojowo, w oddaleniu od obszaru interwencji, kontralateralnie?

kontralateralnie?

Hipoteza: Wartości parametrów biomechanicznych ulegną zmianie po zastosowaniu przynajmniej niektórych interwencji (RUCH i ROL) zarówno w miejscu ich aplikowania, jak i ogólnoustrojowo, w oddaleniu od obszaru interwencji.

2. Czy wartości ww. parametrów biomechanicznych wykazują zróżnicowanie zależne od czasu trwania interwencji (tj. czy występują istotne różnice międzygrupowe pomiędzy grupami reprezentującymi kategorie zmiennej niezależnej: czas trwania interwencji (30 s vs. 120 s))?

Hipoteza: Wartości parametrów biomechanicznych wykażą zróżnicowanie zależne od czasu trwania interwencji.

3. Czy wartości ww. parametrów biomechanicznych wykazują zróżnicowanie zależne od czynnika terapeutycznego obecnego w interwencji (tj. czy występują istotne różnice międzygrupowe pomiędzy grupami reprezentującymi kategorie zmiennej niezależnej: czynnik terapeutyczny obecny w interwencji (SIAD vs. RUCH vs. ROL))?

Hipoteza: Wartości parametrów biomechanicznych wykażą zróżnicowanie zależne od czynnika terapeutycznego obecnego w interwencji (z większym efektem w grupach RUCH i ROL)

4. Czy wielkość zmian wartości ww. parametrów biomechanicznych wykazuje zróżnicowanie pomiędzy punktem aplikowania interwencji a punktami odległymi od niego?

Hipoteza: Zmiany wartości parametrów będą różne w różnych punktach (z większym efektem w punkcie aplikowania interwencji) przynajmniej po zastosowaniu niektórych interwencji (RUCH i ROL)

3. Materiał i metody

Badania zostały prowadzone w Laboratorium Analizy Ruchu Akademii Wychowania Fizycznego w Katowicach w okresie 11.2019 – 12.2021. Projekt został pozytywnie zaopiniowany przez Komisję Bioetyczną ds. Badań Naukowych przy Akademii Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach uchwałą nr 4/2019 z dnia 11 kwietnia 2019 roku. W trosce o zwiększenie transparentności badań eksperyment został zarejestrowany w Australian New Zealand Clinical Trial Registry (ANZCTR) dnia 30.11.2019, pod numerem: ACTRN12619001615178. Zastosowane procedury pozostawały w zgodności z postanowieniami nowelizacji Deklaracji Helsińskiej z 2013 roku.

3.1 Uczestnicy

Do badań rekrutowano mężczyzn w wieku 18-35 lat. Taki przedział wiekowy został dobrany przede wszystkim ze względu na typowe, związane z wiekiem procesy przeobrażenia tkanki mięśniowo-powięziowej, intensyfikujące się po przekroczeniu 35 roku życia. Autorzy badający parametry biomechaniczne z użyciem przyrządu MyotonPRO stosują ten przedział wiekowy dla grup określanych jako „młode” [5].

Zainteresowani ochotnicy, nie będący zawodowymi sportowcami, należący do wskazanego powyżej przedziału wiekowego na spotkaniu wstępnym otrzymywali kwestionariusze i ankiety kwalifikacyjne do badań. Określono następujące kryteria włączenia:

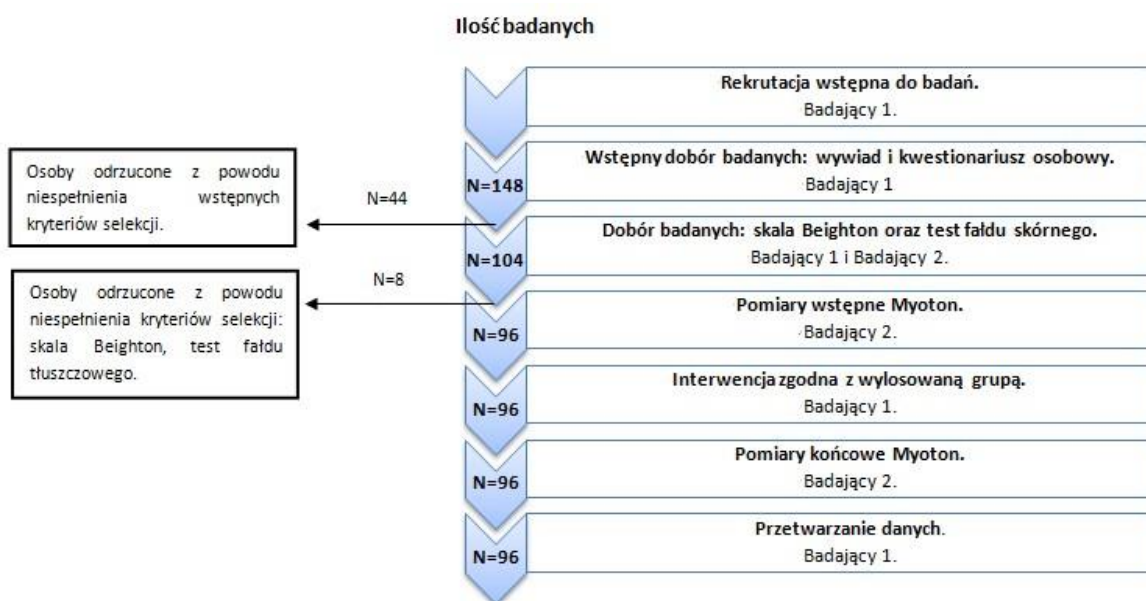
- Brak urazów wymagających hospitalizacji, interwencji terapeutycznej lub wykluczających z aktywności fizycznej na okres powyżej dwóch tygodni w ostatnim roku.
- Brak ogólnej hipermobilności – mniej niż 4/9 punktów według skali Beighton hypermobility score [153].
- Możliwość palpacji kolców biodrowych tylnych górnych.
- Brak zdiagnozowanych chorób mogących mieć wpływ na strukturę i funkcję tkanek miękkich [46]:
 - choroby autoimmunologiczne

- toczeń
 - reumatoidalne zapalenie stawów
 - sklerodermia
 - schorzenia psychiczne
 - mózgowo porażenie dziecięce
 - choroby tkanki łącznej (układowe zapalenie naczyń)
 - aktualne choroby zakaźne
 - osteoporoza
 - występowanie blizn/ zmian skórnych w obszarze badania
 - wady wrodzone
 - inne choroby, o których badający wie, że mogły wpłynąć na odczuwanie bolesności uciskowej lub stan tkanek miękkich.
- Wynik pomiaru grubości fałdu skórniego w punktach rejestracji parametrów biomechanicznych tkanek poniżej 35 mm.
 - Ilość snu w ciągu ostatnich 7 dni nieodbiegająca od typowej dla danego badanego.
 - Brak spożywania nadmiernej ilości (więcej niż określona subiektywnie przez badanego wartość przeciętna) kawy, napojów energetycznych oraz innych substancji stymulujących układ nerwowy w dniu badania.
 - Brak spożywania alkoholu w ciągu trzech dni poprzedzających badanie, z dniem badania włącznie.
 - Brak zabiegów termoterapii, odnowy biologicznej, masażów, terapii manualnej w ciągu 24 godzin poprzedzających badanie.
 - Brak regularnych aktywności związanych z zaawansowaną pracą w obrębie tkanki mięśniowo-powięziowej (joga, stretching statyczny, masaż, rolowanie, techniki terapeutyczne: rolfing, Fascial Distortion Model, Fascial Manipulation i inne) w ciągu ostatnich sześciu miesięcy.
 - Deklarowana umiarkowana aktywność fizyczna w ilości średnio 6-8 godzin tygodniowo.

- Brak zmian w codziennej aktywności fizycznej w ciągu siedmiu dni przed badaniem, które badany subiektywnie określał jako „istotne”.

Chęć wzięcia udziału w eksperymencie na wstępnym etapie rekrutacji wyraziło 148 osób. We wstępnej selekcji (wywiad i kwestionariusz osobowy) do badań zakwalifikowano 104 osoby. Kolejne osiem osób zostało wykluczonych w trakcie przeprowadzania wstępnych pomiarów (zbyt duży wynik w skali Beighton, zbyt duży wynik pomiaru fałdu skórniego). We właściwej części badań udział wzięło 96 osób. Strukturę badania przedstawiono na Rycinie 8.

Charakterystykę poszczególnych grup przedstawiono w Tabeli 1.



Rycina 8. Struktura badania. Po przeprowadzeniu rekrutacji do badań osoby zainteresowane wzięciem udziału w badaniach poddawane były procesowi doboru wstępnego opartego o wywiad oraz kwestionariusz osobowy (odrzucono 44 osoby). W dalszej kolejności następowała weryfikacja pozostałych kryteriów selekcji: testów hiper mobilności wg. skali Beighton oraz testów fałdu skórniego ewaluowanych za pomocą fałdomierza (odrzucono 8 osób). Osoby zakwalifikowane zostały poddane pomiarom wstępnym przyrządem MyotonPRO. Następnie Badający 2 opuszczał pomieszczenie, a Badający 1 nadzorował przeprowadzenie przez badanego interwencji zgodnej z losowym przydziałem. Po zakończeniu interwencji Badający 2 wracał do pomieszczenia i przeprowadzał pomiary końcowe. W ostatnim etapie badań Badający 1 wprowadzał dane zebrane za pomocą przyrządu MyotonPRO do komputera. Na tych etapach nie odrzucono żadnego z uczestników.

Tabela 1. Charakterystyka grup badawczych. W kolejnych kolumnach podane są wartości średnie \pm odchylenie standardowe. Zaprezentowano również poziomy istotności testów jednorodności grup (jednoczynnikowa analiza wariancji).

Zmienna	SIAD ₃₀ (n=16)	SIAD ₁₂₀ (n=16)	RUCH ₃₀ (n=16)	RUCH ₁₂₀ (n=16)	ROL ₃₀ (n=16)	ROL ₁₂₀ (n=16)	P
Wiek	25,40 ($\pm 4,64$)	24,71 ($\pm 4,45$)	25,36 ($\pm 3,82$)	24,29 ($\pm 3,44$)	24,19 ($\pm 3,89$)	24,41 ($\pm 5,23$)	0,95
Skala Beighton	1,73 ($\pm 1,22$)	1,65 ($\pm 1,11$)	1,5 ($\pm 1,02$)	1,59 ($\pm 1,23$)	1,25 ($\pm 1,13$)	1,24 ($\pm 1,15$)	0,75

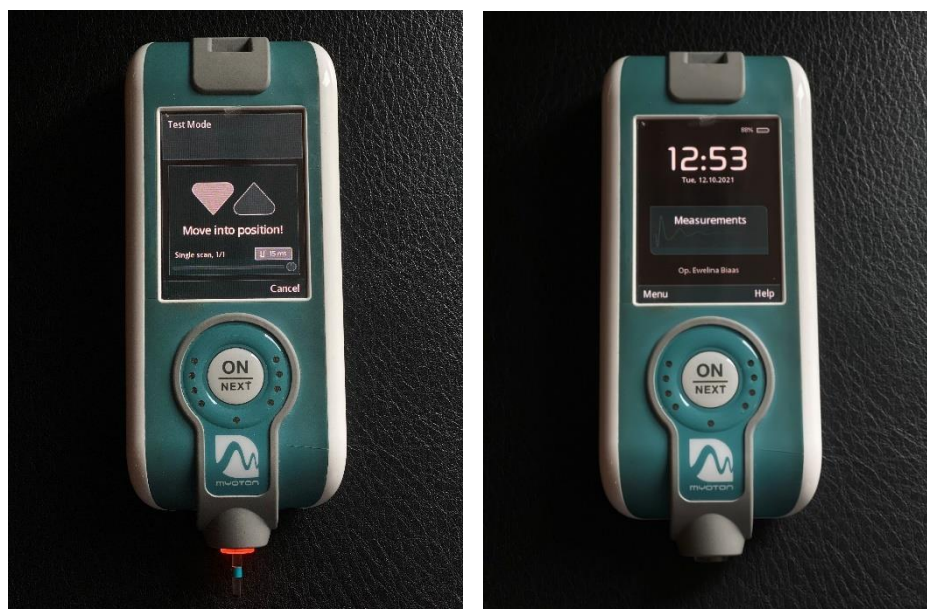
Masa ciała [kG]	85,80 (±8,34)	78,67 (±1,15)	79 (±1,41)	86,50 (±8,41)	93,5 (±9,98)	80 (±9,35)	0,75
Wysokość ciała [cm]	181,75 (±8,26)	180,33 (±0,58)	180,5 (±0,7)	183,33 (±3,21)	178,5 (±7,19)	185,8 (±2,59)	0,23
BMI [kG/m ²]	25,83 (±0,23)	24,25 (±0,62)	24,25 (±3,81)	25,78 (±3,06)	26,16 (±1,91)	23,13 (±2,04)	0,23

Legenda 1: SIAD₃₀ – interwencja polegająca na utrzymywaniu siadu prostego przez 30 sekund; SIAD₁₂₀ – interwencja polegająca na utrzymywaniu siadu prostego przez 120 sekund; RUCH₃₀ – interwencja polegająca na imitowaniu rolowania mięśni kulszowo-goleniowych bez użycia wałka przez 30 sekund; RUCH₁₂₀ – interwencja polegająca na imitowaniu rolowania mięśni kulszowo-goleniowych bez użycia wałka przez 120 sekund; ROL₃₀ – interwencja polegająca na rolowaniu mięśni kulszowo-goleniowych przez 30 sekund; ROL₁₂₀ – interwencja polegająca na rolowaniu mięśni kulszowo-goleniowych przez 120 sekund.

3.2 Narzędzia i procedury pomiarowe

3.2.1 Narzędzie pomiarowe - MyotonPRO

Zyskująca na popularności w XXI wieku miometria wyróżnia się wśród innych technik pomiarowych swoim brakiem inwazyjności, wysoką wiarygodnością, a także niskimi kosztami [141]. MyotonPRO (Myoton AS, Tallinn, Estonia)(Fotografia 1) jest przykładem urządzenia używanego w miometrii, służącym do pomiarów parametrów biomechanicznych tkanek powierzchniowych, zarówno do celów klinicznych, jak i naukowych. O jego dużej wszechstronności świadczą liczne badania wykonane u osób zdrowych [144], w tym także po treningu oporowym [73], wśród sportowców [57], wśród osób dotkniętych chorobą Parkinsona [115] lub po udarze mózgu [30], a nawet u badanych przebywających w warunkach zmniejszonej grawitacji [6].

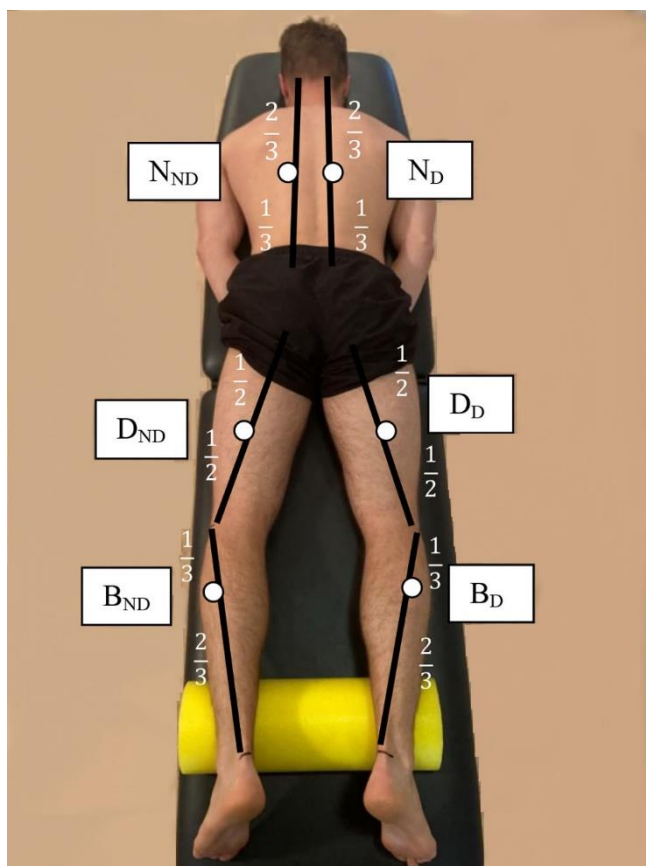


Fotografia 1. Przyrząd pomiarowy MyotonPRO (Myoton AS, Tallinn, Estonia). Źródło: materiał własny.

W pomiarach sztywności mięśni kończyn dolnych wykazano istnienie średnich i silnych, dodatnich korelacji ($r = 0,42-0,67$) pomiędzy wynikami miometrii z użyciem przyrządu MyotonPRO a wynikami elastografii [107]. Inny zespół uzyskał podobne rezultaty dla mięśnia brzuchatego łydki ($r = 0,46-0,54$), informując równocześnie o dobrej/doskonałej wiarygodności miometrii ($ICC_{3,1} = 0,79-0,93$)[50]. W porównaniu z tensomiografią, miometria z użyciem przyrządu MyotonPRO wykazała także większą wiarygodność w powtarzanych pomiarach parametrów biomechanicznych tkanek, przy różnym stopniu wydłużenia mięśnia dwugłowego uda w spoczynku [41].

3.2.2 Punkty pomiarowe

Punkty pomiarowe wyznaczono na kończynach dolnych i dolnej części tułowia osoby badanej, symetrycznie po obu stronach ciała (Załącznik 1). Odbywało się to w pozycji leżenia przodem na kozetce (Fotografia 2). W literaturze najczęściej opisywane są pomiary miometryczne w $\frac{1}{2}$ i $\frac{1}{3}$ długości mięśnia mierzonego od przyczepu początkowego do przyczepu końcowego, a ostatnie badania wskazują, że parametry mierzone w obrębie różnych punktów w osi długiej jednego mięśnia różnią się od siebie w sposób istotny [122].



Fotografia 2. Punkty pomiarowe oznaczone do pomiarów przyrządem MyotonPRO wraz z opisem ich położenia przestrzennego. (B_D) – punkt w obrębie głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki w kończynie dominującej; (B_{ND}) – punkt w obrębie głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki w kończynie niedominującej; (D_D) – punkt w obrębie głowy długiej mięśnia dwugłowego uda w kończynie dominującej; (D_{ND}) – punkt w obrębie głowy długiej mięśnia dwugłowego uda w kończynie niedominującej; (N_D) – punkt w obrębie mięśnia najdłuższego po stronie kończyny dolnej dominującej; (N_{ND}) – punkt w obrębie mięśnia najdłuższego po stronie kończyny dolnej niedominującej. Źródło: materiał własny.

Pierwszy punkt zlokalizowany był w górnej $\frac{1}{3}$ odległości od dolnej krawędzi głowy kości strzałkowej do miejsca przecięcia centralnej linii ścięgna Achillesa oraz linii łączącej dolne krawędzie kostek. Znajdował się on w obrębie głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki w kończynie dominującej (B_D) i niedominującej (B_{ND}). Drugi punkt znajdował się w $\frac{1}{2}$ odległości pomiędzy górną krawędzią głowy kości strzałkowej, a dolną krawędzią guza kulszowego. Leżał on w obrębie głowy długiej mięśnia dwugłowego uda w kończynie dominującej (D_D) i niedominującej (D_{ND}). Trzeci punkt zlokalizowany był w dolnej $\frac{1}{3}$ odległości pomiędzy górną krawędzią kolca biodrowego tylnego górnego, a dolną krawędzią guzowatości potylicznej zewnętrznej. Znajdował się on w obrębie mięśnia najdłuższego po stronie kończyny dolnej dominującej (N_D) i niedominującej (N_{ND}).

3.2.3 Procedura pomiaru

Pomiar parametrów biomechanicznych poprzedzał krótki instruktaż ze strony badającego, który jeszcze raz objaśniał badanemu procedurę pomiarową. Po przyłożeniu narzędzia do skóry osoby badanej pod kątem prostym w wyznaczonych uprzednio punktach, na ekranie wyświetlały się komunikaty o koniecznej korekcie położenia MyotonPRO względem powierzchni skóry. Następnie, wystający element ruchomy w postaci cylindrycznej, poliwęglanowej iglicy z płaskim zakończeniem o średnicy 3 mm aplikował na skórę obciążenie wstępne o wielkości 0,18 N. Z opóźnieniem wynoszącym 0,7 s od momentu ustabilizowania pozycji narzędzia generował on bodziec mechaniczny przesyłany do powierzchniowych tkanek mięśniowo-powięziowych. W efekcie tego szybkiego (15 ms) przyłożenia siły o wielkości 0,4 N, nie powodującej żadnych uszkodzeń ani reakcji odruchowych ze strony układu nerwowego, dochodziło do chwilowej deformacji tkanki, a następnie do wywołania jej oscylacji rejestrowanych za pomocą wbudowanego akcelerometru (częstotliwość próbkowania 3200 Hz). Uzyskane w ten sposób dane służyły do wyznaczania parametrów biomechanicznych tkanki mięśniowo-powięziowej.

Rejestracja następowała każdorazowo na szczycie wydechu, przy czym osoba badająca nie prowadziła pomiarów w kolejnych, następujących po sobie cyklach oddechowych, dając badanemu przestrzeń na wykonanie kilku normalnych oddechów. Pomiar wykonywany był trzykrotnie w każdym z wyznaczonych punktów.

3.2.4 Analizowane parametry biomechaniczne

Przetworzony przez urządzenie MyotonPRO sygnał przedstawiony jest w postaci wykresów zakresu tłumionej oscylacji tkanki, prędkości jej przemieszczania się oraz przyśpieszenia (Rycina 9). Analiza przebiegu uzyskanych krzywych pozwala na określenie wartości parametrów biomechanicznych charakteryzujących tkankę mięśniowo-powięziową, co stanowi metodę pośredniego wyznaczenia niektórych wielkości fizycznych, opisanych we wstępie do niniejszej pracy (tj. sztywności, sprężystości, itd.), opracowaną przez producenta [13]. Uzyskane w pomiarze parametry to:

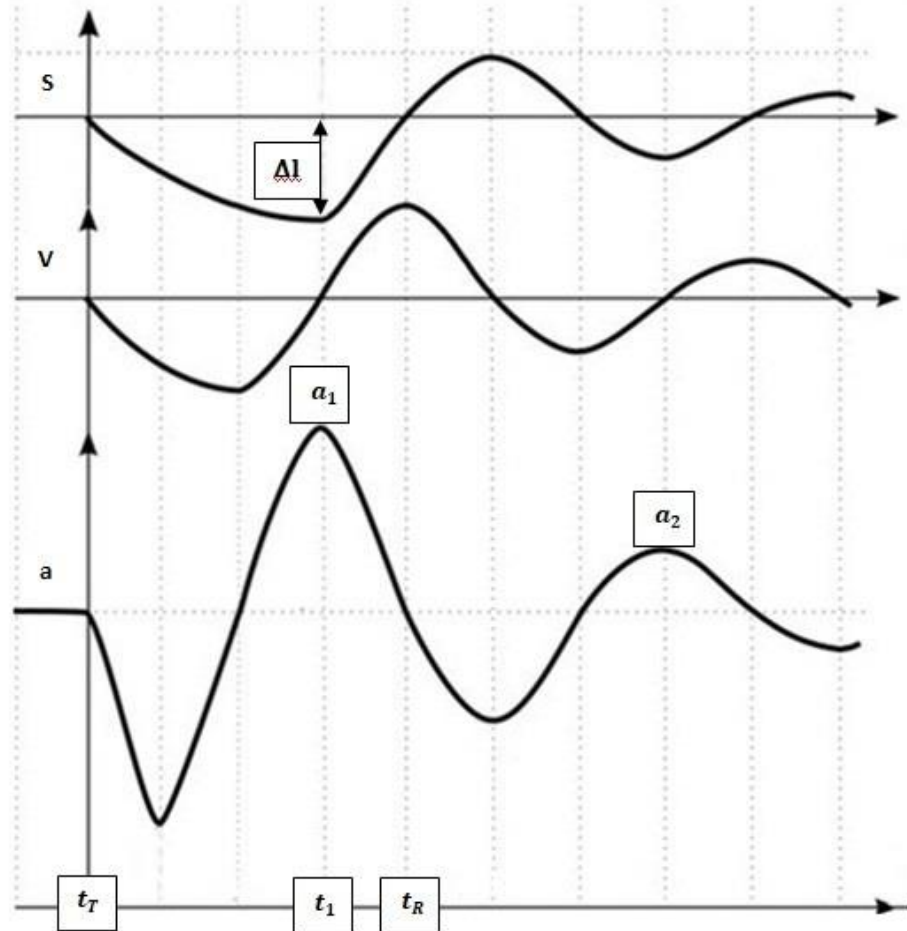
Częstotliwość oscylacji (CZ) [Hz] – wskazuje na poziom tonusu mięśniowego rozumianego zgodnie z definicją podaną we wprowadzeniu jako rezydualny poziom aktywności mięśniowej wywołany podświadomym pobudzeniem niewielkiej liczby jednostek motorycznych bez zaangażowania kory ruchowej. Wyższa wartość tego parametru oznacza wyższy poziom tonusu.

Sztywność (SZ) [N/m] – opisuje sztywność jako iloraz wielkości przyłożonej siły (iloczyn przyśpieszenia w momencie osiągnięcia największego odkształcenia (a_1 na Rycinie 9) i masy iglicy (m)) do maksymalnego zakresu odkształcenia tkanki (Δl). Wyższa wartość tego parametru oznacza większą sztywność.

Tłumienie (T) [bez jednostki] – opisuje w sposób pośredni sprężystość tkanki, wykorzystując wskaźnik logarytmicznego dekrementu tłumienia – wartości zmniejszenia amplitudy przyśpieszenia osiąganego w kolejnych cyklach oscylacji, tj. stosunku maksymalnego dodatniego przyspieszenia uzyskanego w pierwszym (a_1 na Rycinie 9) i drugim (a_2) cyklu oscylacji. Wyższa wartość tego parametru oznacza mniejszą sprężystość, ponieważ pomiędzy tymi zmiennymi istnieje relacja odwrotnej proporcjonalności.

Liczba Debory (De) [bez jednostki] – opisuje stosunek czasu zanikania deformacji tkanki ($t_r - t_1$ na Rycinie 11, gdzie t_r – czas zaniku deformacji po osiągnięciu maksymalnej deformacji, t_1 – czas osiągnięcia maksymalnej deformacji) do czasu jej powstawania ($t_1 - t_i$, gdzie t_1 – czas osiągnięcia maksymalnej deformacji, t_i – czas rozpoczęcia impulsu mechanicznego powodującego deformację). Zgodnie z interpretacją tego parametru przytoczoną we Wstępie, większa wartość (mieszcząca się w przedziale $(1, \infty)$) charakteryzuje ciała o dużych

wewnętrznych oporach przeciwko odkształceniom (bardzo lepkie ciecze, roztwory, zawiesiny, materiały amorficzne, plastyczne ciała stałe), wartość z przedziału (0, 1) jest charakterystyczna dla cieczy, natomiast wartość ≈ 1 – dla ciał i płynów lepkościowych.



Częstotliwość oscylacji [Hz]:

$$CZ = CZ_{max}$$

gdzie:

CZ – częstotliwość oscylacji tkanki

CZ_{max} – maksymalna zarejestrowana częstotliwość oscylacji tkanki

Tłumienie:

$$T = \ln a_1/a_2$$

gdzie:

T – tłumienie

a_1 – maksymalne dodatnie przyśpieszenie w pierwszym cyklu oscylacji

a_2 – maksymalne dodatnie przyśpieszenie w drugim cyklu oscylacji

Sztywność [N/m]:

$$SZ = (a_1 \times m) / \Delta l$$

gdzie:

SZ – sztywność

a_1 – przyśpieszenie w momencie największego odkształcenia tkanki

m – masa iglicy

Liczba Debory:

$$De = \frac{t_R - t_1}{t_1 - t_T}$$

gdzie:

De – liczba Debory

t_R – czas zaniku deformacji po osiągnięciu maksymalnej deformacji

t_1 – czas osiągnięcia maksymalnej deformacji

t_T – czas rozpoczęcia impulsu mechanicznego powodującego deformację

Rycina 9. W wyniku działania bodźca mechanicznego, tkanka mięśniowo-powięziowa reaguje natychmiastowo wchodząc w stan oscylacji rejestrowanych za pomocą akcelerometru przyrządu pomiarowego Myoton PRO. Kolejne krzywe przedstawiają: S – zakres oscylacji tkanki [mm], V – prędkość przemieszczenia tkanki [m/s], a – przyspieszenie tkanki [mG]. t – czas [ms], t_R – moment zaniku deformacji po osiągnięciu maksymalnej deformacji, t_1 – moment osiągnięcia maksymalnej deformacji, t_T – moment rozpoczęcia impulsu mechanicznego powodującego deformację, a_1 , a_2 – przyspieszenia w kolejnych dodatnich maksimach. Źródło: częściowo wg MyotonPRO Digital Palpation Device User Manual, 2020, str. 106.

3.2.5 Interwencja eksperymentalna

We właściwej części badań następującej po pierwszych pomiarach osoby badane poddawane były jednej z sześciu interwencji. W grupie SIAD₃₀ był nią siad prosty na kozetce trwający 30 sekund. Badany, który wylosował tę grupę przybierał opisaną pozycję na komendę „start” i utrzymywał ją aż do zakończenia czasu interwencji (Fotografia 3). W grupie SIAD₁₂₀ analogiczne postępowanie trwało 120 sekund.



Fotografia 3. Pozycja ciała osoby badanej w trakcie interwencji siadu prostego przez trzydzieści (SIAD₃₀) lub sto dwadzieścia (SIAD₁₂₀) sekund. Źródło: materiał własny.

W kolejnej z grup RUCH₃₀ osoba badana w ramach interwencji przesuwała swoje ciało w przód i w tył przez trzydzieści sekund, tak jak ma to miejsce podczas rolowania mięśni kulszowo-goleniowych, jednak bez użycia wałka do rolowania. Ruchy pozorowanego rolowania były wykorzystywane także w grupie RUCH₁₂₀ z tym, że czas interwencji wynosił w niej 120 sekund. Tarcie ciała osoby badanej o podłoże zminimalizowane było poprzez założenie długich spodni oraz nałożenie na nie długich skarpet (Fotografia 4). Punkty stykowe ciała z podłożem znajdowały się

na guzie piętowym, w obrębie brzuśca mięśnia brzuchatego oraz grupy mięśni kulszowo-goleniowych, a także na guzie kulszowym po stronie rolowanej.

W grupie ROL₃₀ oraz ROL₁₂₀ osoby badane zostały poddane interwencji rolowania grupy mięśni kulszowo-goleniowych w kończynie dolnej dominującej, odpowiednio przez 30 i 120 sekund. Dwie, skrajne wartości parametru czasu rolowania spośród tych używanych najczęściej przez autorów zostały wybrane na podstawie własnego przeglądu literatury [37]. Badany wspierając się dłońmi o podłoże w pozycji siadu prostego opierał na komendę ciężar swojego ciała na wałku podłożonym pod wspomnianą grupę mięśni (Fotografia 5). Następnie prowadził swoje ciało na wałku w ten sposób, żeby pokonywał on płynnie, wzdłuż mięśni, dystans od guza kulszowego do dołu podkolanowego, tam i z powrotem. Rolowanie było przeprowadzane z użyciem twardego, gładkiego wałka marki Physioroll® o wymiarach 31x16 cm i średnicy 15 cm, objętego normami jakości (ISO 9001:2009 / ISO 14001:2005). Autorzy rzadko podają wartości parametrów mechanicznych narzędzi, w większości zrobionych z polistyrenowej pianki często osadzonej na twardej, pustym rdzeniu, jednak dzielą je na miękkie (bez rdzenia), średnie i twarde lub ze względu na rodzaj powierzchni na gładkie lub karbowane. Wpływ twardości, siły docisku i kształtu wałka na uzyskane rezultaty jest przedmiotem badań. Jedni faworyzują twarde [28, 33] lub karbowane [29] wałki, inni wskazują na brak różnic niezależnie od stosowanego narzędzia [3, 190], a nawet intensywności docisku (mierzonej za pomocą skali dyskomfortu odczuwanego przez badanego) [62].



Fotografia 4. Pozycja ciała osoby badanej w trakcie interwencji przesuwania ciała bez użycia wałka trzydziści (RUCH₃₀), lub sto dwadzieścia (RUCH₁₂₀) sekund. Osoba badana w ramach interwencji przesuwiała swoje ciało w przód i w tył tak jak ma to miejsce podczas rolowania mięśni kulszowo-goleniowych. Źródło: materiał własny.

W swoich pracach autorzy zwykle nie podają prędkości rolowania, natomiast używane przez nich tempo jest bardzo zróżnicowane i nie posiada wartości referencyjnych. W celu kontroli tempa wykonania wszystkie interwencje prowadzone były z użyciem metronomu ustawionego na 60 uderzeń na minutę. Ruch wykonywany zarówno w grupie RUCH, jak i ROL, odbywał się z tą samą częstotliwością tj. 125 mHz. Pojedynczy cykl ruchu (wychylenie ciała do przodu i powrót) trwał osiem sekund (cztery sekundy w jedną stronę), tak więc w grupach trzydziestosekundowych badani wykonywali 3,75 cyklów, natomiast w grupach studwudziestosekundowych 15 cyklów. W przeliczeniu na używane często w literaturze wartości uderzeń na minutę (ang. beats per minute – *bpm*), pojedynczy ruch rolowania w jedną stronę wykonywany był w tempie 15 *bpm*. Takie tempo można określić jako powolne i używane jest w literaturze rzadziej [37], jednak

autorzy zdecydowali się na nie przez wzgląd na chęć zbadania reakcji tkanek na bardziej statyczne obciążenie.



Fotografia 5. Pozycja ciała osoby badanej w trakcie interwencji przesuwania ciała po wałku (rolowania) przez 30 (FR_{30}) i 120 sekund (FR_{120}). Badany zapierając się dłońmi o podłogę w pozycji początkowej siadu prostego opierał na komendę ciężar swojego ciała na wałku podkładając go wcześniej pod grupę mięśni kulszowo-goleniowych kończyny dolnej dominującej. Następnie prowadził swoje ciało na wałku w ten sposób, żeby wałek pokonywał dystans od guza kulszowego do dołu podkolanowego i z powrotem. Źródło: materiał własny.

3.3 Struktura badań

Przed rekrutacją oszacowano minimalne wymagane liczebności grup na podstawie wyników badania pilotażowego dla mocy testu $(1-\beta) = 0,15$, poziomu istotności $P = 0,05$, zakładanej wielkości efektu $f = 0,15$. Zakładana wielkość efektu została oszacowana na podstawie dostępnej literatury [23] oraz subiektywnie określona przez autora pracy jako minimalna różnica posiadająca znaczenie praktyczne. Estymacja była przeprowadzana z użyciem programu G*Power 3.1.9.2 (Uniwersytet Heinricha Heinego, Düsseldorf, Niemcy). Rekrutacja do badań odbywała się słownie i elektronicznie (za pomocą mediów społecznościowych) na podstawie kryteriów wieku i płci. W dalszej kolejności ochotnicy zapraszani byli na spotkanie, gdzie otrzymywali informacje na temat celu, struktury i przebiegu badań (Załączniki 2 i 3), oraz niezbędny słowny instruktaż w zakresie rozluźniania mięśniowo-powięziowego za pomocą wałka do rolowania. Na tym etapie

weryfikowano też dalsze kryteria selekcji za pomocą kwestionariuszy oceniających historię zdrowotną (Załącznik 4) oraz innych testów, a finalnie od zakwalifikowanych osób uzyskiwano zgodę na wykonanie badań (Załącznik 5) i wdrażano procedurę randomizacji.

W grupie wspomnianych wyżej innych testów znalazła się Skala Hiper mobilności Beighton (ang. *Beighton hypermobility score*). Jest to bateria prób nakierowana na wykrywanie objawów uogólnionej hiper mobilności stawów, która może być związana z genetycznymi zaburzeniami w strukturze kolagenu [63] i mogłaby negatywnie wpłynąć na wiarygodność badań. Uzyskanie wyniku ≥ 4 wykluczało ochotnika z udziału w dalszych procedurach [21].

W dalszej kolejności przeprowadzano test dominującej u badanego kończyny dolnej. Składał się on z trzech kolejno wykonywanych prób: 1) deklaracji pisemnej – kończyną dominującą określano kończynę wskazaną przez osobę badaną w kwestionariuszu (Załącznik 4); 2) testu wejścia na krzesło – kończyną dominującą określano kończynę przeniesioną na krzesło jako pierwszą; 3) testu kopnięcia – kończyną dominującą określano kończynę użytą do kopnięcia wskazanego przedmiotu. Za dominującą uznawano kończynę określoną jako taką w co najmniej dwóch z trzech prób.

Ostatnim z testów był test grubości fałdu skór nego wykonywany w każdym z punktów pomiarowych w celu zapobieżenia błędom pomiarowym, mogącym wynikać z nadmiernej ilości powierzchniowej tkanki tłuszczowej [17, 141]. Pomiar przeprowadzany był najpierw trzykrotnie dla trzech z sześciu (po stronie kończyny dolnej dominującej) oznaczonych punktów w pozycji swobodnego leżenia przodem. W przypadku zbliżenia się do granicy wyznaczonej przez kryteria selekcji, pomiary powtarzano także po stronie kończyny niedominującej (Załącznik 1). Z uwagi na fakt, iż MyotonPRO wykonuje wiarygodny pomiar przy grubości podskórnej tkanki tłuszczowej do 2 cm [195], za krytyczne uznano wskazanie fałdomierza o wartości 3,5 cm (tj. podwójna, dopuszczalna grubość warstwy tłuszczu (na fałd skóry składają się dwie takie warstwy) minus 0,5 cm „margines bezpieczeństwa”).

Badania odbywały się w Laboratorium Analizy Ruchu, w zbliżonych godzinach, temperaturze i przy znikomym poziomie hałasu. W celu ograniczenia czynników zakłócających przebieg badań wszystkie okna w pomieszczeniu pozostawały zasłonięte. Na ciele badanego oznaczano punkty pomiarowe, a

następnie przeprowadzane były wyjściowe pomiary parametrów biomechanicznych (pomiar 1) (Fotografia 2). Po ich zakończeniu osoba wykonująca pomiary opuszczała pomieszczenie, a osoba badana poddawana była interwencji zgodnie z planem dla danej grupy badawczej. Po zakończeniu interwencji osoba wykonująca pomiary powracała do pomieszczenia, by wykonać pomiar końcowy parametrów biomechanicznych (pomiar 2). Czas od pomiaru wyjściowego do interwencji oraz od interwencji do pomiaru końcowego był zbliżony i wynosił od 1 do 2 minut. Wartość ta nie była związana z konkretnymi założeniami lecz stanowiła najkrótszy czas potrzebny do przygotowania kolejnego etapu badań bez szkody dla porządku badań. W celu zachowania jednolitej kolejności poszczególnych etapów, badanie przeprowadzane było z pomocą roboczego protokołu w formie checklisty (Załącznik 6).

3.5 Wiarygodność pomiarów

Przed rozpoczęciem badań docelowych dokonano oceny wiarygodności pomiarów z użyciem przyrządu MyotonPRO przez jednego badacza na grupie 34 ochotników. W tym celu obliczono wielkość współczynnika korelacji wewnątrzklasowej ($ICC_{3,1}$) dla uśrednionego wyniku trzech pomiarów przeprowadzanych na dominującej kończynie dolnej wraz z 95% przedziałem ufności (ang. *confidence interval* (CI)), standardowym błędem pomiaru (ang. *standard error of measurement* (SEM) = $\text{odchylenie standardowe} \times \sqrt{1 - ICC}$) oraz najmniejszą wykrywalną różnicą (ang. *smallest detectable difference* (SDD) = $1,96 \times SEM \times \sqrt{2}$). Dokładne wartości ICC dla poszczególnych parametrów znajdują się w Tabeli 2. Bazując na otrzymanych wartościach współczynnika ICC, przyporządkowano im poszczególne poziomy wiarygodności: <0,5 słaby, 0,5-0,75 umiarkowany, 0,75-0,90 dobry, > 0,9 doskonały [94].

Tabela 2. Współczynnik korelacji wewnątrzklasowej $ICC_{3,1}$ wraz z 95% przedziałem ufności (CI), standardowym błędem pomiaru (SEM) oraz najmniejszą wykrywalną różnicą (SDD) dla oceny parametrów biomechanicznych tkanki mięśniowo powięziowej. B – mięsień brzuchaty łydki; D – mięsień dwugłowy uda; N – mięsień najdłuższy; CZ – częstotliwość oscylacji; T – tłumienie; SZ – sztywność; De – liczba Debory.

Punkt	Parametr	ICC \pm 95%CI	SEM	SDD
B	CZ	0,63 (0,37-0,80)	0,25 Hz	0,69 Hz
	T	0,92 (0,84-0,86)	0,03	0,1
	SZ	0,88 (0,78-0,94)	3,96 N/m	10,97 N/m
	De	0,84 (0,70-0,92)	0,01	0,04
D	CZ	0,86 (0,72-0,93)	0,28 Hz	0,79 Hz
	T	0,85 (0,70-0,90)	0,05	0,13
	SZ	0,92 (0,84-0,96)	6,96 N/m	19,29 N/m
	De	0,94 (0,89-0,97)	0,02	0,06
N	CZ	0,97 (0,91-0,99)	0,21 Hz	0,61 Hz
	T	0,97 (0,94-0,98)	0,03	0,08
	SZ	0,96 (0,90-0,98)	5,81 N/m	16,10 N/m
	De	0,94 (0,82-0,98)	0,13	0,36

3.5 Przetwarzanie danych

Po przeprowadzeniu pomiarów za pomocą urządzenia MyotonPRO, narzędzie było przekazywane osobie odpowiedzialnej za transmisję danych z urządzenia do komputera, a następnie ich przetworzenie ze standardowego formatu pliku excell do arkusza Statistica. Arkusz Statistica zawierał uporządkowaną bazę danych, w której kolejne osoby badane przypisane były do kolejnych wierszy, a parametry objęte pomiarem do kolejnych kolumn. Te same procedury dotyczyły badania wyjściowego jak i badania końcowego. Trzy powtarzane pomiary poszczególnych parametrów biomechanicznych tkanek dla każdego z punktów pomiarowych były następnie uśredniane tak, że dla każdego punktu otrzymywano finalnie jedną wartość.

3.6 Analiza statystyczna

Uzyskane dane zostały wykorzystane w analizie statystycznej z użyciem oprogramowania Microsoft Excel 2007 (Microsoft Inc., USA), Statistica 10 (Statistica Software Incorporated, St. Tulsa, USA), SPSS (IBM Company, Armonk, USA) oraz PSpP (Free Software Foundation, Inc., USA).

W celu określenia wiarygodności podczas badań właściwych zastosowano współczynnik korelacji wewnątrzklasowej, model ICC_{3,1}, obliczono również SEM oraz SDD.

W celu przeprowadzenia wielowymiarowej analizy wariancji (ang. *multivariate analysis of variance* – MANOVA) oraz podążających za nią analiz jednowymiarowych (ang. *analysis of variance* – ANOVA), w pierwszej kolejności zweryfikowano założenia tego modelu statystycznego za pomocą testu Shapiro-

Wilka (odchylenia rozkładów rzeczywistych badanych zmiennych od rozkładu normalnego), testu Levene'a (jednorodności wariancji) oraz testu M-Box'a (równości macierzy wariancji/kowariancji). Niewielkie odchylenia od rozkładu normalnego (zdefiniowane jako występujące w przypadku nie więcej niż trzech spośród podanych parametrów) ignorowano, powołując się na odporność modeli MANOVA/ANOVA na nieznaczące odstępstwa od normalności rozkładu oraz równości wariancji przy zachowaniu równej liczebności wszystkich grup badawczych [168].

Wymiarami w wielowymiarowym układzie MANOVA były wszystkie z analizowanych parametrów biomechanicznych tkanek, tj: CZ, T, SZ oraz De. Czynnikiem w każdym jednowymiarowym układzie ANOVA były kolejno INTERWENCJA (trzy poziomy: SIAD, RUCH, ROL), CZAS (dwa poziomy: 30 sekund oraz 120 sekund) oraz POMIAR (dwa poziomy: wyjściowy (1) oraz końcowy (2)). W obrębie poszczególnych jednowymiarowych układów ANOVA, analizie poddawano następujące interakcje jego czynników: POMIAR *INTERWENCJA, POMIAR *CZAS oraz POMIAR*INTERWENCJA*CZAS. Efekty główne oraz pozostałe interakcje pominięto, jako nieposiadające związku z pytaniami badawczymi.

Dla zweryfikowania hipotezy o obecności istotnych różnic w modelu MANOVA użyto konserwatywnego testu Pillai-Barletta, który również jest bardziej odporny na niespełnienie założeń modelu. W przypadku uzyskania istotnego wyniku tego testu przeprowadzano w dalszej kolejności jednowymiarowy model ANOVA, a następnie (w przypadku uzyskania istotnego wyniku układu ANOVA) test *post hoc* Tukeya. Uzyskując na którymkolwiek z etapów wyniki nieistotne statystycznie, analizę przerywano.

Na ostatnim etapie analizy przeprowadzono jednowymiarową ANOVA dla wykazania różnic w wielkości zmian wartości ocenianych parametrów biomechanicznych (wartość w badaniu końcowym minus wartość w badaniu wyjściowym, tzw. delta) pomiędzy poszczególnymi punktami pomiarowymi. Miało to na celu weryfikację hipotez o istnieniu ogólnoustrojowych wpływów zastosowanych interwencji eksperymentalnych.

Za krytyczny poziom istotności przyjęto $P \leq 0,05$.

4. Wyniki

W niniejszym rozdziale zostaną przedstawione wyniki testów statystycznych kolejno dla każdego z punktów pomiarowych. W pierwszej kolejności prezentowana będzie ocena wiarygodności przeprowadzona bezpośrednio w trakcie właściwych badań (wyniki oceny wiarygodności pomiarów w badaniach pilotażowych przedstawiono w poprzednim rozdziale), następnie – statystyki opisowe dla każdego z objętych pomiarem parametrów biomechanicznych tkanek, wyniki weryfikacji założeń modelu MANOVA, a w końcu wyniki dotyczące istotności różnic pomiędzy grupami/badaniami uzyskiwane na kolejnych etapach tego modelu.

W drugiej części rozdziału pojawi się czytelne podsumowanie wyników wraz z końcową analizą różnic wartości parametrów biomechanicznych tkanek pomiędzy poszczególnymi punktami pomiarowymi.

4.1 Punkt B_D – mięsień brzuchaty łydki, kończyna dominująca

4.1.1 Wiarygodność

Wyniki oceny wiarygodności pomiarów bezpośrednio w trakcie właściwych badań dla jednej osoby badającej z użyciem współczynnika korelacji wewnątrzklasowej ICC_{3,1} (z wykorzystaniem nieuśrednianych wartości trzech powtarzanych pomiarów) dla punktu B_D przedstawiono w Tabeli 3. Odnotowano wyniki od dobrych (dla parametru T) do doskonałych (pozostałe parametry).

Tabela 3. Współczynnik korelacji wewnątrzklasowej ICC_{3,1} wraz z 95% przedziałem ufności (CI), standardowym błędem pomiaru (SEM) oraz najmniejszą wykrywalną różnicą (SDD) dla oceny zmiennych zależnych uzyskane bezpośrednio w badaniach właściwych dla punktu pomiarowego B_D. CZ – częstotliwość oscylacji; T – tłumienie; SZ – sztywność; De – liczba Debory.

Parametr	ICC _{3,1} ± 95%CI	SEM	SDD
CZ	0,91(0,88-0,93)	0,52 Hz	1,45 Hz
T	0,90(0,87-0,92)	0,08	0,22
SZ	0,94(0,92-0,95)	9,07 N/m	25,14 N/m
De	0,94(0,93-0,96)	0,03	0,09

4.1.2 Statystyki opisowe

Podstawowe statystyki opisowe ocenianych parametrów biomechanicznych tkanek w punkcie B_D dla wszystkich grup badawczych przedstawiono w Tabeli 4. Wartości średnie parametrów w badaniu wyjściowym i końcowym są do siebie zbliżone w obrębie każdej z grup. Warto odnotować, że parametrem, który

najczęściej zwiększał wartość w badaniu końcowym w porównaniu do badania wyjściowego był parametr CZ (wzrost wartości parametru dla grup SIAD30, ROL30, RUCH120 i ROL120). Kolejną zaobserwowaną zależnością jest zmniejszenie wartości parametru SZ w badaniu końcowym w obu grupach RUCH (z 314,31 N/m do 310,06 N/m w grupie RUCH30 oraz z 327,73 N/m do 325,40 N/m w grupie RUCH120). Wartość średnia parametru De pozostawała praktycznie niezmienna. Największa zmiana w przypadku tego parametru została odnotowana dla grupy ROL30 (zmniejszenie z 1,13 do 1,10).

Tabela 4. Wartości średnie \pm odchylenia standardowe (minimum-maksimum) zmiennych zależnych dla punktu pomiarowego B_D (n=96). CZ – częstotliwość oscylacji; SZ – sztywność; T – tłumienie; De – liczba Debory; 1 – pomiar wyjściowy; 2 – pomiar końcowy.

Parametr	Grupa					
	SIAD30	RUCH30	ROL30	SIAD120	RUCH120	ROL120
CZ1 (Hz)	17,63 \pm 1,48	17,39 \pm 1,58	17,31 \pm 1,91	17,64 \pm 2,06	18,35 \pm 1,32	16,83 \pm 1,56
	(14,73-20,60)	(14,87-21,07)	(14,67-21,53)	(15,17-22,53)	(15,07-20,27)	(14,10-20)
CZ2 (Hz)	17,95 \pm 1,64	17,38 \pm 1,43	17,32 \pm 1,74	17,64 \pm 1,68	18,49 \pm 1,43	16,97 \pm 1,74
	(15,07-21,83)	(15,10-20,77)	(14,60-20,27)	(15,83-21,80)	(15,87-20,13)	(14,27-20,57)
T1	1,50 \pm 0,23	1,43 \pm 0,22	1,32 \pm 0,19	1,29 \pm 0,19	1,36 \pm 0,28	1,40 \pm 0,17
	(1,09-2,01)	(1,01-1,89)	(1,01-1,69)	(1,02-1,70)	(0,80-1,89)	(1,18-1,72)
T2	1,54 \pm 0,21	1,46 \pm 0,24	1,32 \pm 0,21	1,33 \pm 0,19	1,35 \pm 0,28	1,41 \pm 0,21
	(1,15-2,02)	(1-1,92)	(0,96-1,71)	(0,92-1,65)	(0,82-1,93)	(1,10-1,83)
SZ1 (N/m)	313,00 \pm 23,11	314,31 \pm 29,89	306,88 \pm 48,06	311,92 \pm 52,49	327,73 \pm 30,00	297,71 \pm 35,54
	(280,00-360,00)	(257,33-387,33)	(242,67-435)	(241,33-466)	(287-389,33)	(253,33-374)
SZ2 (N/m)	314,04 \pm 25,12	310,06 \pm 28,67	306,94 \pm 40,80	310,54 \pm 40,09	325,40 \pm 27,82	299,85 \pm 38,00
	(285,00-367,33)	(253,33-375,00)	(244,67-380,33)	(251,67-406,67)	(288,00-384,00)	(255,67-395,33)
De1	1,11 \pm 0,09	1,12 \pm 0,11	1,13 \pm 0,15	1,10 \pm 0,15	1,05 \pm 0,10	1,17 \pm 0,12
	(0,93-1,24)	(0,89-1,28)	(0,79-1,36)	(0,73-1,38)	(0,88-1,29)	(0,90-1,33)
De2	1,11 \pm 0,09	1,12 \pm 0,11	1,10 \pm 0,15	1,10 \pm 0,12	1,04 \pm 0,10	1,17 \pm 0,12
	(0,94-1,28)	(0,94-1,32)	(0,86-1,33)	(0,85-1,31)	(0,85-1,27)	(0,92-1,30)

4.1.3 Założenia wielowymiarowej analizy wariancji

Rozkłady zmiennych zależnych w poszczególnych grupach obserwacji wykazywały jedynie sporadyczne odchylenia rozkładów rzeczywistych od rozkładu normalnego. W przypadku wszystkich zmiennych zależnych zachowana została jednorodność macierzy wariancji (Tabela 5). Test M Boxa również nie wskazywał na istotne zaburzenia macierzy kowariancji, dając wyniki $P = 0,43$ w badaniu wyjściowym oraz $P = 0,59$ w badaniu końcowym.

4.1.4 Wyniki wielowymiarowej analizy wariancji

Wyniki analizy MANOVA dla powtarzanych pomiarów przedstawiono w Tabeli 6. Nie zaobserwowano istotnych różnic w obrębie analizowanych grup.

Wobec tego zdecydowano się odrzucić hipotezę o istnieniu różnic międzygrupowych w obrębie wszystkich zmiennych zależnych. W związku z tym nie przeprowadzano dalszych analiz w obrębie punktu B_D.

Tabela 5. Wyniki testów odchylenia od rozkładu normalnego Shapiro-Wilka (S-W) dla poszczególnych zmiennych zależnych oraz testów równości macierzy wariancji Levene'a (L). Kolejne wiersze przedstawiają wartości *P* we wszystkich grupach badawczych dla poszczególnych zmiennych zależnych w punkcie pomiarowym B_D w pomiarze wyjściowym i końcowym. CZ – częstotliwość oscylacji; SZ – sztywność; T – tłumienie; De – liczba Debory.

Parametr	Grupa	pomiar wyjściowy		pomiar końcowy	
		S-W	L	S-W	L
CZ	SIAD30	0,94		0,70	
	RUCH30	0,83		0,36	
	ROL30	0,60		0,58	
	SIAD120	0,01		0,04	
	RUCH120	0,09		0,04	
	ROL120	0,76	0,76	0,43	0,82
	SIAD30	0,16		0,24	
	RUCH30	0,98		0,93	
	ROL30	0,76		0,88	
	SIAD120	0,59		0,70	
	RUCH120	0,29		0,74	
	ROL120	0,43	0,93	0,74	0,77
SZ	SIAD30	0,24		0,04	
	RUCH30	0,77		0,79	
	ROL30	0,12		0,57	
	SIAD120	0,00		0,07	
	RUCH120	0,70		0,40	
	ROL120	0,08	0,40	0,03	0,38
	SIAD30	0,24		0,90	
	RUCH30	0,77		0,66	
	ROL30	0,82		0,70	
	SIAD120	0,37		0,79	
	RUCH120	0,68		0,97	
	ROL120	0,32	0,58	0,06	0,40

kolor czerwony - wynik istotny statystycznie

Tabela 6. Wyniki testu wielowymiarowej analizy wariancji (MANOVA) dla punktu B_D. P-B – współczynnik Pillaia-Barletta; F – wynik testu F.

	Efekt	P-B	F	P
	pomiar*interwencja	0,06	0,69	0,70
	pomiar*czas	0,02	0,40	0,81
	pomiar*interwencja*czas	0,13	1,49	0,16

4.2 Punkt B_{ND} – mięsień brzuchaty łydki, kończyna niedominująca

4.2.1 Wiarygodność

Dla punktu B_{ND} w badaniu wiarygodności pomiarów dla jednej osoby badającej z użyciem współczynnika korelacji wewnątrzklasowej ICC_{3,1} (z

wykorzystaniem nieuśrednianych wartości trzech powtarzanych pomiarów) zaobserwowano wiarygodność od dobrej (dla parametru T) do doskonałej (pozostałe parametry). Szczegóły zaprezentowano w Tabeli 7.

Tabela 7. Współczynnik korelacji wewnątrzklasowej $ICC_{3,1}$ wraz z 95% przedziałem ufności (CI), standardowym błędem pomiaru (SEM) oraz najmniejszą wykrywalną różnicą (SDD) dla oceny zmiennych zależnych uzyskane bezpośrednio w badaniach właściwych dla punktu pomiarowego B_{ND} . CZ – częstotliwość oscylacji; T – tłumienie; SZ – sztywność; De – liczba Debory.

Parametr	$ICC_{3,1} \pm 95\%CI$	SEM	SDD
CZ	0,92(0,90±0,94)	0,56 Hz	1,54 Hz
T	0,90(0,87±0,92)	0,07	0,20
SZ	0,97(0,96±0,98)	7,58 N/m	21,01 N/m
De	0,96(0,95±0,97)	0,02	0,07

4.2.2 Statystyki opisowe

Podstawowe statystyki opisowe ocenianych parametrów biomechanicznych tkanek w punkcie B_{ND} dla wszystkich grup badawczych przedstawiono w Tabeli 8. Wartości średnie parametrów w badaniu wyjściowym i końcowym są do siebie zbliżone w obrębie każdej z grup. Wartość parametru CZ w badaniu końcowym wzrastała w stosunku do badania wyjściowego w każdej grupie (największy wzrost wartości odnotowano w grupie RUCH120: 0,56 Hz). Parametrem, który najczęściej ulegał zmniejszeniu był parametr De. Wartość mniejszą w pomiarach końcowych w stosunku do pomiarów początkowych dla tego parametru zaobserwowano w grupach SIAD30, ROL30, RUCH120, ROL120. Grupy ROL30 i RUCH 120 zanotowały mniejsze wartości średnie także w obrębie parametru T (w pierwszej z grup z wartości 1,36 do 1,34; w drugiej z 1,37 do 1,36). W pozostałych grupach dla tego parametru zaobserwowano niewielkie wzrosty wartości (od 0,01 do 0,07). W obrębie parametru SZ największe zmiany w pomiarach końcowych są widoczne w grupach SIAD30 (+ 4,38 N/m), SIAD120 (- 3,62 N/m), RUCH30 (- 2,81 N/m) oraz RUCH120 (+ 8,37 N/m).

Tabela 8. Wartości średnie \pm odchylenia standardowe (minimum-maksimum) zmiennych zależnych dla punktu pomiarowego B_{ND} (n=96). CZ – częstotliwość oscylacji; SZ – sztywność; T – tłumienie; De – liczba Debory; 1 – pomiar wyjściowy; 2 – pomiar końcowy.

Parametr	Grupa					
	SIAD30	RUCH30	ROL30	SIAD120	RUCH120	ROL120
CZ1 (Hz)	17,54 \pm 1,19	17,81 \pm 1,66	17,80 \pm 2,43	18,26 \pm 2,23	18,31 \pm 1,5	17,04 \pm 1,96
	(15,50-20,33)	(14,60-20,73)	(14,83-25,20)	(15,07-23,73)	(15,10-20,53)	(14,57-22,57)
CZ2 (Hz)	17,83 \pm 1,55	17,92 \pm 1,57	17,83 \pm 2,14	18,28 \pm 2,09	18,87 \pm 2,37	17,12 \pm 1,72
	(14,87-20,40)	(14,90-20,47)	(14,83-22,93)	(15,07-22,87)	(15,07-25,60)	(15,20-21,60)
T1	1,51 \pm 0,24	1,38 \pm 0,18	1,36 \pm 0,19	1,37 \pm 0,25	1,37 \pm 0,19	1,39 \pm 0,22
	(1,16-2,05)	(1,09-1,72)	(1,04-1,59)	(0,87-1,74)	(1,06-1,69)	(0,95-1,86)
T2	1,58 \pm 0,26	1,39 \pm 0,20	1,34 \pm 0,21	1,40 \pm 0,24	1,36 \pm 0,22	1,43 \pm 0,22
	(1,20-2,21)	(1,05-1,82)	(1,00-1,60)	(0,98-1,74)	(0,95-1,63)	(0,99-1,94)
SZ1 (N/m)	314,50 \pm 22,86	316,02 \pm 28,65	324,81 \pm 72,14	335,10 \pm 58,45	329,67 \pm 29,96	298,38 \pm 29,11
	(270,67-360,33)	(264,00-358,00)	(246,67-566,33)	(277,00-509,33)	(270,67-366,67)	(255,67-368,67)
SZ2 (N/m)	318,88 \pm 27,42	313,21 \pm 26,13	325,04 \pm 57,73	331,48 \pm 50,30	338,04 \pm 44,48	297,29 \pm 29,84
	(277,67-370,67)	(274,00-365,00)	(246,67-484,67)	(267,00-475,00)	(279,33-457,00)	(256,67-374,33)
De1	1,10 \pm 0,09	1,09 \pm 0,10	1,09 \pm 0,16	1,03 \pm 0,14	1,05 \pm 0,09	1,14 \pm 0,10
	(0,94-1,28)	(0,98-1,26)	(0,62-1,37)	(0,69-1,22)	(0,95-1,24)	(0,94-1,30)
De2	1,08 \pm 0,09	1,10 \pm 0,09	1,07 \pm 0,17	1,03 \pm 0,13	1,02 \pm 0,13	1,13 \pm 0,10
	(0,92-1,25)	(0,96-1,25)	(0,70-1,35)	(0,73-1,23)	(0,75-1,24)	(0,94-1,30)

4.2.3 Założenia analizy wariancji

Rozkłady zmiennych zależnych w poszczególnych grupach obserwacji wykazywały jedynie sporadyczne odchylenia rozkładów rzeczywistych od rozkładu normalnego. W przypadku wszystkich zmiennych zależnych, zachowana została jednorodność macierzy wariancji (Tabela 9). Test M Boxa wskazał na istotne zaburzenia macierzy kowariancji w pomiarze wyjściowym ($P = 0,00$), jednak nie wykazał istotnych zaburzeń w obrębie pomiarów końcowych ($P = 0,15$).

Tabela 9. Wyniki testów odchylenia od rozkładu normalnego Shapiro-Wilka (S-W) dla poszczególnych zmiennych zależnych i równości macierzy wariancji dla testu ANOVA – test Levene’a (L). Kolejne wiersze przedstawiają wartości P we wszystkich grupach dla poszczególnych zmiennych zależnych w punkcie pomiarowym B_{ND} w pomiarze wyjściowym i końcowym. CZ – częstotliwość oscylacji; SZ – sztywność; T – tłumienie; De – liczba Debory.

Parametr	Grupa	pomiar wyjściowy		pomiar końcowy	
		S-W	L	S-W	L
CZ	SIAD30	0,67		0,82	
	RUCH30	0,99		0,83	
	ROL30	0,00		0,45	
	SIAD120	0,03		0,21	
	RUCH120	0,07		0,06	
	ROL120	0,05	0,58	0,58	0,79
T	SIAD30	0,44		0,43	
	RUCH30	0,62		0,98	
	ROL30	0,16		0,15	
	SIAD120	0,24		0,40	
	RUCH120	0,86		0,26	
	ROL120	0,95	0,75	0,63	0,84

	SIAD30	0,96		0,35	
	RUCH30	0,73		0,71	
	ROL30	0,00		0,07	
	SIAD120	0,00		0,02	
	RUCH120	0,18		0,17	
SZ	ROL120	0,48	0,21	0,25	0,26
	SIAD30	0,96		0,64	
	RUCH30	0,16		0,43	
	ROL30	0,05		0,93	
	SIAD120	0,27		0,53	
	RUCH120	0,13		0,77	
De	ROL120	0,24	0,52	0,63	0,20

kolor czerwony – wynik istotny statystycznie

4.2.4 Wyniki wielowymiarowej analizy wariancji

Wyniki analizy MANOVA dla powtarzanych pomiarów przedstawiono w Tabeli 10. Nie zaobserwowano istotnych różnic w obrębie analizowanych grup. Wobec tego zdecydowano się odrzucić hipotezę o istnieniu istotnych różnic międzygrupowych w obrębie wszystkich zmiennych zależnych w punkcie B_{ND}. W związku z tym nie przeprowadzono dalszych analiz w obrębie punktu B_{ND}.

Tabela 10. Wyniki testu wielowymiarowej analizy wariancji (MANOVA) dla punktu B_{ND}. P-B – współczynnik Pillaia-Barletta; F – wynik testu F.

	Efekt	P-B	F	P
	pomiar*interwencja	0,09	1,05	0,40
	pomiar*czas	0,01	0,22	0,93
	pomiar*interwencja*czas	0,12	1,40	0,20

4.3 Punkt D_D – mięsień dwugłowy uda, kończyna dominująca

4.3.1 Wiarygodność

Dla punktu D_D w badaniu wiarygodności pomiarów dla jednej osoby badającej z użyciem współczynnika korelacji wewnątrzklasowej ICC_{3,1} (z wykorzystaniem nieuśrednianych wartości trzech powtarzanych pomiarów) zaobserwowano wiarygodność doskonałą w obrębie wszystkich parametrów pomiarowych. Szczegółowe wartości współczynnika ICC_{3,1} wraz z przedziałami ufności oraz wartościami SEM i SDD znajdują się w Tabeli 11.

Tabela 11. Współczynnik korelacji wewnątrzklasowej ICC_{3,1} wraz z 95% przedziałem ufności (CI), standardowym błędem pomiaru (SEM) oraz najmniejszą wykrywalną różnicą (SDD) dla oceny zmiennych zależnych uzyskane bezpośrednio w badaniach właściwych dla punktu pomiarowego D_D. CZ – częstotliwość oscylacji; T – tłumienie; SZ – sztywność; De – liczba Debory.

Parametr	ICC _{3,1} ± 95%CI	SEM	SDD
CZ	0,97(0,97-0,98)	0,27 Hz	0,75 Hz
T	0,94(0,93-0,96)	0,05	0,13
SZ	0,96(0,95-0,97)	7,71 N/m	21,37 N/m
De	0,97(0,96-0,97)	0,02	0,05

4.3.2 Statystyki opisowe

Podstawowe statystyki opisowe ocenianych parametrów biomechanicznych tkanek w punkcie D_D dla wszystkich grup badawczych przedstawiono w Tabeli 12. Wartości średnie parametrów w badaniu wyjściowym i końcowym są do siebie zbliżone w obrębie każdej z grup. Dla wszystkich grup odnotowano wzrost wartości parametru CZ w pomiarze końcowym w porównaniu do pomiaru początkowego (od 0,15 Hz w grupie SIAD30 do 0,52 Hz w grupie ROL30). Podobna tendencja (wzrost we wszystkich grupach) jest widoczna dla parametru SZ (od 0,44 N/m dla grupy ROL120 do 11,9 N/m dla grupy ROL30). Pozostałe parametry charakteryzują się podobną zgodnością pomiędzy grupami, jednak ich wielkości zmniejszyły się w badaniach końcowych w porównaniu do badań wyjściowych. Dla parametru T (z wyjątkiem grupy RUCH120 gdzie wartość średnia pozostała bez zmian) były to różnice w wielkości od -0,03 (grupa SIAD30) do -0,01 (grupy ROL30 i SIAD120). W przypadku parametru De różnice wyniosły we wszystkich grupach od -0,03 do -0,02.

Tabela 12. Wartości średnie ± odchylenia standardowe (minimum-maksimum) zmiennych zależnych dla punktu pomiarowego D_D (n=96). CZ – częstotliwość oscylacji; SZ – sztywność; T – tłumienie; De – liczba Debory; 1 – pomiar wyjściowy; 2 – pomiar końcowy.

Parametr	Grupa					
	SIAD30	RUCH30	ROL30	SIAD120	RUCH120	ROL120
CZ1 (Hz)	16,16±1,67 (11,27-19,13)	16,65±1,11 (14,33-18,70)	15,65±1,29 (12,00-17,27)	16,10±1,84 (12,90-19,07)	16,26±1,19 (14,27-18,23)	16,33±1,79 (12,70-20,00)
CZ2 (Hz)	16,31±1,91 (11,00-19,57)	16,97±1,29 (14,47-19,13)	16,17±1,02 (14,50-17,63)	16,48±1,93 (12,77-19,37)	16,64±1,45 (14,07-19,77)	16,53±1,85 (12,70-19,70)
T1	1,36±0,22 (0,95-1,86)	1,40±0,13 (1,08-1,59)	1,27±0,27 (0,74-1,64)	1,31±0,17 (1,00-1,58)	1,33±0,15 (1,15-1,70)	1,37±0,16 (1,09-1,75)
T2	1,33±0,22 (0,93-1,80)	1,38±0,13 (1,05-1,59)	1,26±0,23 (0,88-1,64)	1,30±0,17 (1,02-1,61)	1,33±0,13 (1,13-1,68)	1,35±0,18 (1,05-1,76)
SZ1 (N/m)	296,48±42,13 (162,33-354,00)	307,88±26,81 (245,67-368,67)	283,56±42,35 (148,67-324,67)	285,42±44,70 (199,33-366,67)	300,60±27,94 (251,00-357,67)	299,35±40,20 (205,33-382,67)
SZ2 (N/m)	299,98±51,19 (149,67-376,33)	313,40±26,85 (252,67-374,00)	295,46±24,79 (257,67-341,33)	292,73±44,54 (210,00-377,00)	305,52±31,15 (243,67-367,67)	299,79±44,77 (194,67-383,00)
De1	1,12±0,11 (0,97-1,49)	1,09±0,08 (0,94-1,23)	1,13±0,08 (1,00-1,28)	1,14±0,12 (0,96-1,30)	1,10±0,10 (0,93-1,22)	1,12±0,13 (0,83-1,40)
De2	1,10±0,14 (0,89-1,51)	1,06±0,08 (0,91-1,18)	1,10±0,08 (0,94-1,24)	1,12±0,12 (0,94-1,29)	1,08±0,10 (0,93-1,22)	1,10±0,13 (0,83-1,37)

4.3.3 Założenia analizy wariancji

Rozkłady zmiennych zależnych w poszczególnych grupach obserwacji wykazywały jedynie sporadyczne odchylenia rozkładów rzeczywistych od rozkładu normalnego.

Tabela 13. Wyniki testów odchylenia od rozkładu normalnego Shapiro-Wilka (S-W) dla poszczególnych zmiennych zależnych i równości macierzy wariancji dla testu ANOVA – test Levene’a (L). Kolejne wiersze przedstawiają wartości P we wszystkich grupach dla poszczególnych zmiennych zależnych w punkcie pomiarowym D_D w pomiarze wyjściowym i końcowym. CZ – częstotliwość oscylacji; SZ – sztywność; T – tłumienie; De – liczba Debory.

Parametr	Grupa	pomiar wyjściowy		pomiar końcowy	
		S-W	L	S-W	L
CZ	SIAD30	0,02		0,11	
	RUCH30	0,95		0,53	
	ROL30	0,05		0,14	
	SIAD120	0,46		0,55	
	RUCH120	0,56		0,92	
	ROL120	1,00	0,26	0,95	0,24
T	SIAD30	0,92		0,95	
	RUCH30	0,60		0,59	
	ROL30	0,57		0,44	
	SIAD120	0,73		0,86	
	RUCH120	0,10		0,29	
	ROL120	0,67	0,05	0,80	0,06
SZ	SIAD30	0,00		0,03	
	RUCH30	0,40		0,61	
	ROL30	0,00		0,64	
	SIAD120	0,81		0,81	
	RUCH120	0,30		1,00	
	ROL120	0,62	0,50	0,58	0,27
De	SIAD30	0,00		0,04	
	RUCH30	0,97		0,87	
	ROL30	0,72		0,95	
	SIAD120	0,10		0,09	
	RUCH120	0,39		0,17	
	ROL120	0,79	0,34	0,92	0,24

kolor czerwony - wynik istotny statystycznie

W przypadku wszystkich zmiennych zależnych zachowana została jednorodność macierzy wariancji (Tabela 13). Test M Boxa również nie wskazywał na istotne zaburzenia macierzy kowariancji, dając wyniki $P = 0,24$ w badaniu wyjściowym oraz $P = 0,30$ w badaniu końcowym.

4.3.4 Wyniki wielowymiarowej analizy wariancji

Wyniki analizy MANOVA dla powtarzanych pomiarów przedstawiono w Tabeli 14. Nie zaobserwowano istotnych różnic w obrębie analizowanych grup. Wobec tego zdecydowano się odrzucić hipotezę o istnieniu istotnych różnic

międzygrupowych w obrębie wszystkich zmiennych zależnych w punkcie D_D. W związku z tym nie przeprowadzono dalszych analiz w obrębie punktu D_D.

Tabela 14. Wyniki testu wielowymiarowej analizy wariancji (MANOVA) dla punktu D_D. P-B – współczynnik Pillaia-Barletta; F – wynik testu F.

	Efekt	P-B	F	P
	pomiar*interwencja	0,02	0,20	0,99
	pomiar*czas	0,05	1,13	0,35
	pomiar*interwencja*czas	0,06	0,74	0,66

4.4 Punkt D_{ND} – mięsień dwugłowy uda, kończyna niedominująca

4.4.1 Wiarygodność

Dla punktu D_{ND} w badaniu wiarygodności pomiarów dla jednej osoby badającej z użyciem współczynnika korelacji wewnątrzklasowej ICC_{3,1} (z wykorzystaniem nieuśrednianych wartości trzech powtarzanych pomiarów) zaobserwowano wiarygodność doskonałą w obrębie wszystkich parametrów pomiarowych. Szczegółowe wartości współczynnika ICC_{3,1} wraz z przedziałami ufności oraz wartościami SEM i SDD znajdują się w Tabeli 15.

Tabela 15. Współczynnik korelacji wewnątrzklasowej ICC_{3,1} wraz z 95% przedziałem ufności (CI), standardowym błędem pomiaru (SEM) oraz najmniejszą wykrywalną różnicą (SDD) dla oceny zmiennych zależnych uzyskane bezpośrednio w badaniach właściwych dla punktu pomiarowego D_{ND}. CZ – częstotliwość oscylacji; T – tłumienie; SZ – sztywność; De – liczba Debory.

Parametr	ICC _{3,1} ± 95%CI	SEM	SDD
CZ	0,97(0,96-0,98)	0,31 Hz	0,85 Hz
T	0,94(0,93-0,95)	0,05	0,13
SZ	0,97(0,96-0,98)	7,41 N/m	20,55 N/m
De	0,97(0,96-0,97)	0,02	0,06

4.4.2 Statystyki opisowe

Podstawowe statystyki opisowe ocenianych parametrów biomechanicznych tkanek w punkcie D_{ND} dla wszystkich grup badawczych przedstawiono w Tabeli 16. Wartości średnie parametrów w badaniu wyjściowym i końcowym są do siebie zbliżone w obrębie każdej z grup. Jedynym parametrem, dla którego widoczne są różnice w obrębie każdej z grup jest parametr SZ (zwiększenie wartości w grupie ROL30, zmniejszenie w pozostałych grupach). W grupie ROL30 odnotowano wzrost wartości średnich także dla parametru CZ (0,07 Hz), T (0,04) i nieznaczny spadek wartości parametru De (-0,01). Zmniejszenie wartości w obrębie dwóch

parametrów widać w grupie SIAD30 (CZ = -0,18 Hz; SZ = -5,38 N/m) oraz w grupie ROL120 (CZ = -0,14 Hz; SZ = -7,48 N/m).

Tabela 16. Wartości średnie \pm odchylenia standardowe (minimum-maksimum) zmiennych zależnych dla punktu pomiarowego D_{ND} (n=96). CZ – częstotliwość oscylacji; SZ – sztywność; T – tłumienie; De – liczba Debory; 1 – pomiar wyjściowy; 2 – pomiar końcowy.

Parametr	Grupa					
	SIAD30	RUCH30	ROL30	SIAD120	RUCH120	ROL120
CZ1 (Hz)	16,66 \pm 1,62	17,09 \pm 1,51	16,54 \pm 1,51	16,82 \pm 2,35	16,94 \pm 1,31	16,85 \pm 2,00
	(12,37-19,53)	(14,37-19,27)	(13,13-18,50)	(14,07-23,33)	(14,33-19,37)	(14,37-20,33)
CZ2 (Hz)	16,48 \pm 1,75	17,09 \pm 1,59	16,61 \pm 1,24	16,86 \pm 2,49	17,06 \pm 1,71	16,71 \pm 2,13
	(11,70-19,43)	(14,67-20,17)	(14,50-18,40)	(13,83-23,53)	(14,37-20,23)	(13,90-20,30)
T1	1,31 \pm 0,23	1,41 \pm 0,14	1,33 \pm 0,26	1,41 \pm 0,18	1,35 \pm 0,17	1,34 \pm 0,16
	(0,85-1,72)	(1,17-1,66)	(0,86-1,74)	(1,18-1,86)	(1,08-1,75)	(1,09-1,64)
T2	1,31 \pm 0,22	1,42 \pm 0,10	1,37 \pm 0,26	1,41 \pm 0,18	1,35 \pm 0,15	1,35 \pm 0,17
	(0,90-1,74)	(1,23-1,62)	(0,91-1,90)	(1,20-1,85)	(1,07-1,73)	(1,12-1,69)
SZ1 (N/m)	306,67 \pm 41,84	326,10 \pm 42,69	305,08 \pm 42,54	307,85 \pm 45,45	321,06 \pm 33,16	314,15 \pm 48,11
	(186,00-377,67)	(258,33-419,67)	(190,67-366)	(242,67-417,67)	(263,67-378)	(244,33-424,33)
SZ2 (N/m)	301,29 \pm 44,68	320,25 \pm 40,24	311,15 \pm 34,21	304,46 \pm 47,88	318,77 \pm 38,69	306,67 \pm 51,54
	(177,67-368,33)	(255,00-411,33)	(248,00-376,00)	(250,00-421)	(262,67-386,67)	(236,67-416,67)
De1	1,09 \pm 0,12	1,04 \pm 0,11	1,08 \pm 0,10	1,07 \pm 0,12	1,04 \pm 1,71	1,06 \pm 0,14
	(0,87-1,46)	(0,83-1,25)	(0,92-1,26)	(0,80-1,23)	(14,37-20,23)	(0,76-1,24)
De2	1,10 \pm 0,15	1,05 \pm 0,11	1,07 \pm 0,10	1,08 \pm 0,13	1,04 \pm 0,12	1,09 \pm 0,15
	(0,89-1,54)	(0,83-1,21)	(0,83-1,24)	(0,801,25)	(0,88-1,22)	(0,77-1,30)

4.4.3 Założenia analizy wariancji

Rozkłady zmiennych zależnych w poszczególnych grupach obserwacji wykazywały jedynie sporadyczne odchylenia rozkładów rzeczywistych od rozkładu normalnego. W przypadku wszystkich zmiennych zależnych zachowana została jednorodność macierzy wariancji (Tabela 17). Test M Boxa również nie wskazywał na istotne zaburzenia macierzy kowariancji dając wyniki $P = 0,69$ w badaniu wyjściowym oraz $P = 0,11$ w badaniu końcowym.

Tabela 17. Wyniki testów odchylenia od rozkładu normalnego Shapiro-Wilka (S-W) dla poszczególnych zmiennych zależnych i równości macierzy wariancji dla testu ANOVA – test Levene’a (L). Kolejne wiersze przedstawiają wartości P we wszystkich grupach dla poszczególnych zmiennych zależnych w punkcie pomiarowym D_{ND} w pomiarze wyjściowym i końcowym. CZ – częstotliwość oscylacji; SZ – sztywność; T – tłumienie; De – liczba Debory.

Parametr	Grupa	pomiar wyjściowy		pomiar końcowy	
		S-W	L	S-W	L
	SIAD30	0,32		0,15	
	RUCH30	0,13		0,51	
	ROL30	0,22		0,35	
	SIAD120	0,05		0,09	
	RUCH120	0,99		0,73	
CZ	ROL120	0,07	0,24	0,22	0,28

	SIAD30	0,53		0,70	
	RUCH30	0,85		1,00	
	ROL30	0,14		0,84	
	SIAD120	0,09		0,09	
	RUCH120	0,66		0,54	
T	ROL120	0,93	0,36	0,28	0,14
	SIAD30	0,02		0,07	
	RUCH30	0,34		0,55	
	ROL30	0,07		0,77	
	SIAD120	0,39		0,07	
	RUCH120	0,71		0,37	
SZ	ROL120	0,34	0,80	0,36	0,62
	SIAD30	0,00		0,01	
	RUCH30	0,45		0,75	
	ROL30	0,74		0,76	
	SIAD120	0,36		0,51	
	RUCH120	0,17		0,16	
De	ROL120	0,19	0,53	0,21	0,45

kolor czerwony - wynik istotny statystycznie

4.4.4 Wyniki wielowymiarowej analizy wariancji

Wyniki analizy MANOVA dla powtarzanych pomiarów przedstawiono w Tabeli 18. Nie zaobserwowano istotnych różnic w obrębie analizowanych grup. Wobec tego zdecydowano się odrzucić hipotezę o istnieniu istotnych różnic międzygrupowych w obrębie wszystkich zmiennych zależnych w punkcie D_{ND} . W związku z tym nie przeprowadzono dalszych analiz w obrębie punktu D_{ND} .

Tabela 18. Wyniki testu wielowymiarowej analizy wariancji (MANOVA) dla punktu D_{ND} . P-B – współczynnik Pillaia-Barletta; F – wynik testu F.

	Efekt	P-B	F	P
	pomiar*interwencja	0,05	0,61	0,77
	pomiar*czas	0,08	1,99	0,10
	pomiar*interwencja*czas	0,07	0,76	0,64

4.5 Punkt N_D – mięsień najdłuższy po stronie kończyny dominującej

4.5.1 Wiarygodność

Dla punktu N_D w badaniu wiarygodności pomiarów dla jednej osoby badającej z użyciem współczynnika korelacji wewnątrzklasowej $ICC_{3,1}$ (z wykorzystaniem nieuśrednianych wartości trzech powtarzanych pomiarów) zaobserwowano wiarygodność doskonałą w obrębie wszystkich parametrów pomiarowych. Szczegółowe wartości współczynnika $ICC_{3,1}$ wraz z przedziałami ufności oraz wartościami SEM i SDD znajdują się w Tabeli 19.

Tabela 19. Współczynnik korelacji wewnątrzklasowej ICC_{3,1} wraz z 95% przedziałem ufności (CI), standardowym błędem pomiaru (SEM) oraz najmniejszą wykrywalną różnicą (SDD) dla oceny zmiennej zależnej uzyskane bezpośrednio w badaniach właściwych dla punktu pomiarowego N_D. CZ – częstotliwość oscylacji; T – tłumienie; SZ – sztywność; De – liczba Debory.

Parametr	ICC _{3,1} ± 95%CI	SEM	SDD
CZ	0,93(0,91-0,94)	0,13 Hz	0,86 Hz
T	0,94(0,93-0,95)	0,06	0,16
SZ	0,96(0,95-0,97)	7,63 N/m	21,14 N/m
De	0,93(0,92-0,95)	0,02	0,07

4.5.2 Statystyki opisowe

Podstawowe statystyki opisowe ocenianych parametrów biomechanicznych tkanek w punkcie N_D dla wszystkich grup badawczych przedstawiono w Tabeli 20.

Tabela 20. Wartości średnie ± odchylenia standardowe (minimum-maksimum) zmiennych zależnych dla punktu pomiarowego N_D (n=96). CZ – częstotliwość oscylacji; SZ – sztywność; T – tłumienie; De – liczba Debory; 1 – pomiar wyjściowy; 2 – pomiar końcowy.

Parametr	Grupa					
	SIAD30	RUCH30	ROL30	SIAD120	RUCH120	ROL120
CZ1 (Hz)	16,15±1,42	16,01±1,07	15,48±1,46	16,00±1,03	16,08±0,86	16,04±0,73
	(12,63-18,50)	(14,50-18,27)	(12,10-18,07)	(14,97-18,27)	(14,60-17,90)	(14,70-17,23)
CZ2 (Hz)	16,15±1,37	15,98±0,92	14,96±1,42	15,93±1,09	15,98±1,10	15,95±0,81
	(12,57-18,97)	(14,80-18,20)	(12,13-16,80)	(0,83-1,42)	(14,53-18,77)	(14,57-17,33)
T1	1,12±0,22	1,18±0,19	1,19±0,31	1,05±0,14	1,07±0,17	1,07±0,21
	(0,73-1,57)	(0,85-1,51)	(0,77-1,88)	(0,83-1,31)	(0,84-1,39)	(0,76-1,54)
T2	1,15±0,27	1,17±0,19	1,18±0,31	1,04±0,17	1,08±0,20	1,09±0,26
	(0,66-1,80)	(0,87-1,49)	(0,74-1,81)	(0,83-1,42)	(0,88-1,50)	(0,79-1,76)
SZ1 (N/m)	295,58±47,04	297,98±34,54	283,40±46,77	283,67±25,35	293,08±30,78	293,81±26,94
	(169,00-364,33)	(246,67-366,33)	(193,33-363)	(246,67-320,67)	(246,00-350)	(253,67-351,33)
SZ2 (N/m)	297,13±48,56	297,06±30,85	269,25±53,11	284,90±31,30	288,96±36,65	289,98±29,00
	(159,00-372,33)	(256,33-344)	(152,67-354,33)	(240,67-343,67)	(244,33-370)	(243,33-355)
De1	1,07±0,11	1,08±0,07	1,12±0,15	1,08±0,06	1,07±0,05	1,05±0,08
	(0,90-1,37)	(0,91-1,18)	(0,90-1,47)	(0,99-1,17)	(0,99-1,18)	(0,88-1,18)
De2	1,06±0,09	0,95±0,07	1,14±0,13	1,09±0,09	1,09±0,06	1,06±0,08
	(0,88-1,31)	(0,95-1,21)	(0,94-1,46)	(0,92-1,21)	(0,97-1,20)	(0,88-1,19)

Wartości średnie parametrów w badaniu wyjściowym i końcowym są do siebie zbliżone w obrębie każdej z grup. W obrębie parametru CZ we wszystkich grupach z wyjątkiem grupy SIAD30 zaobserwowano zmniejszenie się wartości średnich w pomiarze końcowym w porównaniu do pomiaru początkowego. W przypadku parametru T widoczny jest wzrost wartości średnich dla grup SIAD30 (+ 0,03), RUCH120 (+ 0,01) oraz ROL120 (+ 0,02). Pozostałe grupy w pomiarze końcowym w niewielkim stopniu zmniejszyły wartości średnie w porównaniu do pomiarów początkowych (od -0,01 do -0,02). Wartość parametru SZ zwiększa się dla grup SIAD30 oraz SIAD120, natomiast zmniejsza się w grupach ROL30,

RUCH120 oraz ROL120. Wartości parametru De zmniejszyły się w przypadku grup RUCH30 oraz SIAD30, wzrastały natomiast dla pozostałych grup.

4.5.3 Założenia analizy wariancji

Rozkłady zmiennych zależnych w poszczególnych grupach obserwacji wykazywały jedynie sporadyczne odchylenia rozkładów rzeczywistych od rozkładu normalnego.

Tabela 21. Wyniki testów odchylenia od rozkładu normalnego Shapiro-Wilka (S-W) dla poszczególnych zmiennych zależnych i równości macierzy wariancji dla testu ANOVA – test Levene’a (L). Kolejne wiersze przedstawiają wartości P we wszystkich grupach dla poszczególnych zmiennych zależnych w punkcie pomiarowym N_D w pomiarze wyjściowym i końcowym. CZ – częstotliwość oscylacji; SZ – sztywność; T – tłumienie; De – liczba Debory.

Parametr	Grupa	pomiar wyjściowy		pomiar końcowy	
		S-W	L	S-W	L
CZ	SIAD30	0,56		0,18	
	RUCH30	0,28		0,37	
	ROL30	0,73		0,14	
	SIAD120	0,01		0,03	
	RUCH120	0,98		0,18	
	ROL120	0,92	0,42	0,80	0,63
T	SIAD30	0,50		0,53	
	RUCH30	0,66		0,88	
	ROL30	0,30		0,41	
	SIAD120	0,54		0,11	
	RUCH120	0,03		0,00	
	ROL120	0,03	0,11	0,02	0,40
SZ	SIAD30	0,09		0,06	
	RUCH30	0,75		0,11	
	ROL30	0,44		0,61	
	SIAD120	0,15		0,34	
	RUCH120	0,71		0,10	
	ROL120	0,59	0,51	0,88	0,32
De	SIAD30	0,08		0,13	
	RUCH30	0,20		0,99	
	ROL30	0,33		0,51	
	SIAD120	0,20		0,77	
	RUCH120	0,83		0,47	
	ROL120	0,70	0,06	0,38	0,28

kolor czerwony - wynik istotny statystycznie

W przypadku wszystkich zmiennych zależnych zachowana została jednorodność macierzy wariancji (Tabela 21). Test M Boxa wskazał na istotne zaburzenia macierzy kowariancji dając wyniki $P = 0,00$ zarówno w badaniu wyjściowym jak i w badaniu końcowym.

4.5.4 Wyniki wielowymiarowej analizy wariancji

Wyniki analizy MANOVA dla powtarzanych pomiarów przedstawia Tabela 22. Analiza wykazała istnienie istotnych różnic dla interakcji czynników pomiar*czas. Interakcja czynników pomiar*interwencja*czas osiągnęła poziom bliski ustalonej wartości granicznej ($P = 0,08$).

Tabela 22. Wyniki testu wielowymiarowej analizy wariancji (MANOVA) dla punktu N_D. P-B – współczynnik Pillaia-Barletta; F – wynik testu F.

Efekt	P-B	F	P
pomiar*interwencja	0,08	0,95	0,48
pomiar*czas	0,13	3,36	0,01
pomiar*interwencja*czas	0,15	1,80	0,08

kolor czerwony - wynik istotny statystycznie

4.5.5 Wyniki jednowymiarowej analizy wariancji

Wyniki analizy ANOVA dla powtarzanych pomiarów przedstawia Tabela 23. W tym przypadku nie stwierdzono istotnych wyników w obrębie analizowanych wymiarów dla rozpatrywanej interakcji pomiar*czas, pomimo istotnego wyniku w MANOVA. Sytuacja taka ma czasem miejsce w analizach statystycznych [169]. Wobec tego, finalnie postanowiono nie odrzucać hipotezy o braku istotnych różnic międzygrupowych w obrębie tej interakcji.

Tabela 23. Wyniki testu jednowymiarowej analizy wariancji (ANOVA) dla interakcji czynników: pomiar*interwencja, pomiar*czas, pomiar*interwencja*czas w punkcie N_D. Efekty główne ANOVA pominięto jako nieistotne z perspektywy celu badań. F – wynik testu F.

Efekt	F	P	
POMIAR*INTERWENCJA	CZ	1,63	0,20
	T	0,34	0,72
	SZ	2,22	0,11
	De	1,40	0,25
POMIAR*CZAS	CZ	0,53	0,47
	T	0,21	0,65
	SZ	0,31	0,58
	De	0,73	0,40
POMIAR*INTERWENCJA*CZAS	CZ	1,61	0,20
	T	3,25	0,04
	SZ	1,03	0,36
	De	1,11	0,33

kolor czerwony - wynik istotny statystycznie

Wykonano analizę istotności różnic *post hoc* dla parametru T, dla interakcji czynników pomiar*interwencja*czas, która osiągnęła poziom istotności

statystycznej w analizie ANOVA (Tabela 23). Wyniki analizy przedstawiono w Tabeli 24. Nie stwierdzono istotnych różnic w obrębie analizy.

Tabela 24. Wyniki testu istotności różnic *post hoc* Tukeya dla parametru T, dla interakcji czynników pomiar*interwencja*czas z uwzględnieniem poziomu czynników, dla punktu N_D. G – grupa uwzględniająca jeden poziom każdego czynnika; 1 – pomiar wyjściowy; 2 – pomiar końcowy.

grupa	interwencja	czas	pomiar	r	G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7	G8	G9	G10	G11
G1	SIAD	30	1												
G2	SIAD	30	2	0,74											
G3	SIAD	120	1	1,00	0,99										
G4	SIAD	120	2	1,00	0,97	1,00									
G5	ROL	30	1	1,00	1,00	0,86	0,80								
G6	ROL	30	2	1,00	1,00	0,90	0,85	1,00							
G7	ROL	120	1	1,00	1,00	1,00	1,00	0,93	0,95						
G8	ROL	120	2	1,00	1,00	1,00	1,00	0,98	0,99	0,99					
G9	RUCH	30	1	1,00	1,00	0,88	0,82	1,00	1,00	0,94	0,98				
G10	RUCH	30	2	1,00	1,00	0,96	0,92	1,00	1,00	0,98	1,00	0,99			
G11	RUCH	120	1	1,00	1,00	1,00	1,00	0,92	0,95	1,00	1,00	0,94	0,98		
G12	RUCH	120	2	1,00	1,00	1,00	1,00	0,97	0,98	1,00	1,00	0,97	0,99	1,00	

4.6 Punkt N_{ND} – mięsień najdłuższy po stronie kończyny niedominującej

4.6.1 Wiarygodność

Dla punktu N_{ND} w badaniu wiarygodności pomiarów dla jednej osoby badającej z użyciem współczynnika korelacji wewnątrzklasowej ICC_{3,1} (z wykorzystaniem nieuśrednianych wartości trzech powtarzanych pomiarów) zaobserwowano wiarygodność doskonałą w obrębie wszystkich parametrów pomiarowych. Szczegółowe wartości współczynnika ICC_{3,1} wraz z przedziałami ufności oraz wartościami SEM i SDD znajdują się w Tabeli 25.

Tabela 25. Współczynnik korelacji wewnątrzklasowej ICC_{3,1} wraz z 95% przedziałem ufności (CI), standardowym błędem pomiaru (SEM) oraz najmniejszą wykrywalną różnicą (SDD) dla oceny zmiennych zależnych uzyskane bezpośrednio w badaniach właściwych dla punktu pomiarowego N_{ND}. CZ – częstotliwość oscylacji; T – tłumienie; SZ – sztywność; De – liczba Debory.

Parametr	ICC _{3,1} ± 95%CI	SEM	SDD
CZ	0,93(0,92-0,95)	0,31 Hz	0,87 Hz
T	0,96(0,95-0,97)	0,05	0,13
SZ	0,97(0,96-0,97)	6,81 N/m	18,88 N/m
De	0,94(0,93-0,96)	0,02	0,07

4.6.2 Statystyki opisowe

Podstawowe statystyki opisowe ocenianych parametrów biomechanicznych tkanek w punkcie N_{ND} dla wszystkich grup badawczych przedstawiono w Tabeli 26. Wartości średnie parametrów w badaniu wyjściowym i końcowym są do siebie zbliżone w obrębie każdej z grup. We wszystkich grupach odnotowano zmniejszenie wartości średnich dla parametru CZ w pomiarach końcowych, w porównaniu z pomiarami początkowymi. W szczególności w grupach, w których zastosowano rolowanie (ROL30, ROL120), odnotowano największe różnice (odpowiednio -0,46 Hz i -0,35 Hz). W obrębie tych samych grup (a także grupy RUCH120) zaobserwowano różnice także zmniejszenie wartości średnich w parametrze T (ROL30 = -0,03; RUCH120 = -0,02; ROL120 = -0,01) oraz SZ (ROL30 = -15,37 N/m; RUCH120 = -10,02 N/m; ROL120 = -9,42 N/m), a także zwiększenie w przypadku parametru De (ROL30 = 0,04; RUCH120 = 0,03; ROL120 = 0,03).

Tabela 26. Wartości średnie \pm odchylenia standardowe (minimum-maksimum) zmiennych zależnych dla punktu pomiarowego N_{ND} (n=96). CZ – częstotliwość oscylacji; SZ – sztywność; T – tłumienie; De – liczba Debory; 1 – pomiar wyjściowy; 2 – pomiar końcowy.

Parametr	Grupa					
	SIAD30	RUCH30	ROL30	SIAD120	RUCH120	ROL120
CZ1 (Hz)	15,80 \pm 1,21	16,11 \pm 1,13	15,49 \pm 1,54	15,70 \pm 0,96	16,19 \pm 0,86	16,22 \pm 1,08
	(12,60-17,57)	(14,27-18,17)	(12,23-18,03)	(14,17-17,53)	(14,73-17,70)	(14,70-19,47)
CZ2 (Hz)	15,77 \pm 1,22	16,02 \pm 1,04	15,03 \pm 1,54	15,67 \pm 1,04	15,90 \pm 0,92	15,87 \pm 1,11
	(12,63-18,00)	(14,17-18,13)	(11,90-17,17)	(14,10-17,90)	(14,43-17,73)	(14,63-19,30)
T1	1,17 \pm 1,21	1,12 \pm 0,23	1,20 \pm 0,27	1,05 \pm 0,15	1,06 \pm 0,23	1,13 \pm 0,29
	(0,80-1,62)	(0,81-1,59)	(0,71-1,61)	(0,76-1,27)	(0,79-1,55)	(0,73-1,98)
T2	1,19 \pm 0,27	1,12 \pm 0,21	1,17 \pm 0,27	1,05 \pm 0,15	1,04 \pm 0,21	1,12 \pm 0,27
	(0,81-1,62)	(0,83-1,41)	(0,70-1,59)	(0,82-1,32)	(0,81-1,54)	(0,73-1,89)
SZ1 (N/m)	291,33 \pm 44,11	295,94 \pm 36,89	285,04 \pm 54,97	277,96 \pm 33,58	295,81 \pm 32,18	298,46 \pm 28,16
	(182,33-359,33)	(231,00-366,33)	(181,67-377)	(225,33-347,67)	(244,33-341,67)	(255,67-375,33)
SZ2 (N/m)	292,92 \pm 45,67	294,17 \pm 32,32	269,67 \pm 52,37	277,21 \pm 34,92	285,79 \pm 31,32	289,04 \pm 30,90
	(179,67-371,00)	(232,00-347,33)	(168,00-340,67)	(228,33-343,67)	(242,00-340,67)	(250,00-387,33)
De1	1,08 \pm 0,13	1,08 \pm 0,07	1,10 \pm 0,16	1,11 \pm 0,08	1,06 \pm 0,05	1,05 \pm 0,07
	(0,90-1,43)	(0,94-1,24)	(0,84-1,47)	(0,95-1,20)	(0,95-1,13)	(0,87-1,13)
De2	1,08 \pm 0,12	1,09 \pm 0,07	1,14 \pm 0,15	1,11 \pm 0,09	1,09 \pm 0,05	1,08 \pm 0,07
	(0,88-1,40)	(0,98-1,27)	(0,96-1,51)	(0,93-1,21)	(0,94-1,18)	(0,85-1,15)

4.6.3 Założenia analizy wariancji

Rozkłady zmiennych zależnych w poszczególnych grupach obserwacji wykazywały jedynie sporadyczne odchylenia rozkładów rzeczywistych od rozkładu normalnego. W przypadku wszystkich zmiennych zależnych z wyjątkiem pomiaru końcowego dla parametru De ($P = 0,04$), zachowana została jednorodność

macierzy wariancji (Tabela 27). Test M Boxa wskazał na istotne zaburzenia macierzy kowariancji, dając wyniki $P = 0,00$ zarówno w badaniu wyjściowym jak i w badaniu końcowym.

Tabela 27. Wyniki testów odchylenia od rozkładu normalnego Shapiro-Wilka (S-W) dla poszczególnych zmiennych zależnych i równości macierzy wariancji dla testu ANOVA – test Levene’a (L). Kolejne wiersze przedstawiają wartości P we wszystkich grupach dla poszczególnych zmiennych zależnych w punkcie pomiarowym N_{ND} w pomiarze wyjściowym i końcowym. CZ – częstotliwość oscylacji; SZ – sztywność; T – tłumienie; De – liczba Debory.

Parametr	Grupa	pomiar wyjściowy		pomiar końcowy	
		S-W	L	S-W	L
CZ	SIAD30	0,29		0,17	
	RUCH30	0,94		0,63	
	ROL30	0,20		0,08	
	SIAD120	0,76		0,91	
	RUCH120	0,20		0,50	
	ROL120	0,01	0,41	0,00	0,56
T	SIAD30	0,12		0,21	
	RUCH30	0,24		0,06	
	ROL30	0,89		0,85	
	SIAD120	0,39		0,79	
	RUCH120	0,11		0,08	
	ROL120	0,01	0,30	0,06	0,32
SZ	SIAD30	0,34		0,62	
	RUCH30	0,92		0,97	
	ROL30	0,31		0,05	
	SIAD120	0,58		0,55	
	RUCH120	0,39		0,54	
	ROL120	0,17	0,31	0,00	0,20
De	SIAD30	0,08		0,12	
	RUCH30	0,26		0,25	
	ROL30	0,09		0,00	
	SIAD120	0,08		0,05	
	RUCH120	0,90		0,07	
	ROL120	0,05	0,05	0,00	0,04

kolor czerwony - wynik istotny statystycznie

4.6.4 Wyniki wielowymiarowej analizy wariancji

Wyniki analizy MANOVA dla powtarzanych pomiarów przedstawiono w Tabeli 28. Nie zaobserwowano istotnych różnic w obrębie analizowanych grup. Wobec tego zdecydowano się odrzucić hipotezę o istnieniu istotnych różnic międzygrupowych w obrębie wszystkich zmiennych zależnych w punkcie N_{ND} . W związku z tym nie przeprowadzono dalszych analiz w obrębie punktu N_{ND} .

Tabela 28. Wyniki testu wielowymiarowej analizy wariancji (MANOVA) dla punktu N_{ND}. P-B – współczynnik Pillaia-Barletta; F – wynik testu F.

Efekt	P-B	F	P
POMIAR*INTERWENCJA	0,09	1,02	0,42
POMIAR*CZAS	0,04	0,87	0,49
POMIAR*INTERWENCJA*CZAS	0,04	0,47	0,88

4.7 Analiza różnic pomiędzy punktami

4.7.1 Statystyki opisowe

Prowadząc porównania pomiędzy poszczególnymi punktami pomiarowymi, wykorzystano różnice wartości wszystkich parametrów biomechanicznych pomiędzy badaniem końcowym a wyjściowym (wartość końcowa minus wartość wyjściowe), czyli tzw. delty. Podstawowe statystyki opisowe owych delt przedstawiono w Tabeli 29.

Tabela 29. Wartości średnie \pm odchylenia standardowe (minimum-maksimum) różnic wartości parametrów biomechanicznych tkanki mięśniowo-powięziowej pomiędzy badaniem końcowym i wyjściowym (Δ) dla każdego punktu pomiarowego w każdej z grup. CZ – częstotliwość oscylacji; SZ – sztywność; T – tłumienie; De – liczba Debory.

Punkt	Grupa	Parametr			
		CZ (Hz)	T	SZ (N/m)	De
B _D	SIAD30	0,32 \pm 1,31(-1,40-3,80)	0,04 \pm 0,09(-0,17-0,19)	1,04 \pm 9,75(-12,67-23,33)	0,00 \pm 0,05(-0,12-0,06)
	SIAD120	0,00 \pm 0,73(-2,03-1,37)	0,03 \pm 0,09(-0,12-0,19)	-1,38 \pm 16,85(-59,33-18,33)	0,00 \pm 0,05(-0,08-0,11)
	RUCH30	-0,01 \pm 0,37(-0,60-0,67)	0,02 \pm 0,09(-0,10-0,19)	-4,25 \pm 10,63(-32,00-10,33)	0,00 \pm 0,04(-0,07-0,05)
	RUCH120	0,15 \pm 0,79(-1,60-1,47)	-0,01 \pm 0,19(-0,59-0,18)	-2,33 \pm 10,42(-24,33-14,00)	-0,01 \pm 0,03(-0,08-0,07)
	ROL30	0,01 \pm 0,79(-2,63-0,87)	0,01 \pm 0,18(-0,55-0,29)	0,06 \pm 21,24(-67,33-37,00)	-0,02 \pm 0,07(-0,23-0,12)
	ROL120	0,14 \pm 0,51(-0,63-1,13)	0,00 \pm 0,07(-0,11-0,11)	2,15 \pm 10,99(-19,00-28,33)	0,00 \pm 0,04(-0,06-0,09)
B _{ND}	SIAD30	0,30 \pm 1,08(-1,20-2,90)	0,08 \pm 0,10(-0,09-0,28)	4,38 \pm 14,08(-15,00-26,33)	-0,02 \pm 0,05(-0,14-0,04)
	SIAD120	0,01 \pm 0,64(-0,87-1,37)	0,03 \pm 0,07(-0,14-0,13)	-3,62 \pm 13,70(-34,33-21,67)	0,00 \pm 0,04(-0,10-0,05)
	RUCH30	0,11 \pm 0,62(-1,27-1,13)	0,01 \pm 0,09(-0,15-0,21)	-2,81 \pm 15,68(-48,67-11,67)	0,01 \pm 0,07(-0,07-0,22)
	RUCH120	0,56 \pm 1,60(-1,00-5,97)	-0,01 \pm 0,19(-0,65-0,13)	8,38 \pm 30,81(-25,67-104,00)	-0,03 \pm 0,07(-0,22-0,08)
	ROL30	0,03 \pm 0,81(-2,27-1,90)	-0,02 \pm 0,16(-0,57-0,10)	0,23 \pm 29,37(-81,67-76,00)	-0,02 \pm 0,08(-0,28-0,08)
	ROL120	0,08 \pm 0,52(-0,97-0,70)	0,04 \pm 0,07(-0,12-0,15)	-1,08 \pm 6,58(-13,67-11,00)	0,00 \pm 0,04(-0,07-0,07)
D _D	SIAD30	0,15 \pm 0,67(-1,43-1,17)	-0,03 \pm 0,05(-0,11-0,07)	3,50 \pm 13,57(-24,67-22,33)	-0,02 \pm 0,05(-0,09-0,06)
	SIAD120	0,38 \pm 0,62(-0,33-2,23)	-0,01 \pm 0,05(-0,09-0,06)	7,31 \pm 11,00(-12,00-29,67)	-0,02 \pm 0,03(-0,09-0,03)
	RUCH30	0,32 \pm 0,60(-0,60-1,60)	-0,02 \pm 0,07(-0,17-0,10)	5,52 \pm 9,21(-7,00-20,67)	-0,03 \pm 0,03(-0,08-0,02)
	RUCH120	0,38 \pm 0,65(-0,67-1,93)	0,00 \pm 0,05(-0,07-0,10)	4,92 \pm 11,89(-15,67-28,67)	-0,02 \pm 0,04(-0,12-0,03)
	ROL30	0,52 \pm 1,31(-0,37-5,17)	-0,01 \pm 0,09(-0,20-0,14)	11,90 \pm 41,22(-7,33-164,33)	-0,04 \pm 0,08(-0,34-0,02)
	ROL120	0,21 \pm 0,42(-0,37-1,00)	-0,02 \pm 0,05(-0,10-0,09)	0,44 \pm 12,33(-22,67-19,00)	-0,02 \pm 0,04(-0,10-0,06)
D _{ND}	SIAD30	-0,18 \pm 0,52(-1,70-0,47)	0,00 \pm 0,06(-0,14-0,11)	-5,38 \pm 10,08(-31,33-13,33)	0,01 \pm 0,05(-0,05-0,13)
	SIAD120	0,04 \pm 0,52(-0,93-1,00)	0,01 \pm 0,06(-0,10-0,12)	-3,40 \pm 11,10(-25,67-15,00)	0,01 \pm 0,04(-0,04-0,08)
	RUCH30	0,00 \pm 0,77(-1,57-1,17)	0,01 \pm 0,07(-0,11-0,12)	-5,85 \pm 12,85(-31,33-14,00)	0,01 \pm 0,04(-0,05-0,10)
	RUCH120	0,12 \pm 0,99(-1,57-2,33)	0,00 \pm 0,04(-0,09-0,09)	-2,29 \pm 15,48(-26,00-33,00)	0,00 \pm 0,05(-0,13-0,07)
	ROL30	0,07 \pm 1,35(-1,30-4,87)	0,04 \pm 0,14(-0,12-0,46)	6,06 \pm 48,51(-20,33-185,33)	-0,02 \pm 0,11(-0,43-0,05)
	ROL120	-0,14 \pm 0,80(-2,30-0,83)	0,01 \pm 0,09(-0,27-0,18)	-7,48 \pm 18,25(-46,67-28,33)	0,03 \pm 0,05(-0,06-0,15)
N _D	SIAD30	0,00 \pm 0,48(-1,23-0,90)	0,03 \pm 0,08(-0,07-0,29)	1,54 \pm 10,51(-16,33-22,67)	-0,01 \pm 0,03(-0,06-0,04)
	SIAD120	-0,07 \pm 0,38(-0,70-0,63)	-0,01 \pm 0,07(-0,12-0,11)	1,23 \pm 13,00(-19,00-23,00)	0,01 \pm 0,04(-0,07-0,07)
	RUCH30	-0,04 \pm 0,43(-0,83-0,70)	-0,02 \pm 0,05(-0,15-0,06)	-0,92 \pm 11,60(-22,33-16,00)	0,00 \pm 0,03(-0,04-0,06)
	RUCH120	-0,11 \pm 0,44(-0,70-0,87)	0,01 \pm 0,05(-0,08-0,13)	-4,13 \pm 11,39(-19,67-20,00)	0,02 \pm 0,03(-0,05-0,07)
	ROL30	-0,52 \pm 1,20(-4,70-0,40)	-0,01 \pm 0,06(-0,12-0,08)	-14,15 \pm 38,80(-155,67-9,33)	0,03 \pm 0,08(-0,05-0,31)
	ROL120	-0,09 \pm 0,57(-1,07-1,27)	0,02 \pm 0,06(-0,07-0,22)	-3,83 \pm 17,99(-37,00-40,67)	0,01 \pm 0,05(-0,10-0,10)
N _{ND}	SIAD30	-0,03 \pm 0,36(-0,57-0,57)	0,02 \pm 0,07(-0,07-0,25)	1,58 \pm 9,00(-12,67-24,00)	-0,01 \pm 0,03(-0,07-0,04)
	SIAD120	-0,03 \pm 0,43(-0,67-1,20)	0,00 \pm 0,07(-0,19-0,07)	-0,75 \pm 9,23(-15,67-22,00)	0,00 \pm 0,03(-0,08-0,04)
	RUCH30	-0,09 \pm 0,47(-1,00-0,63)	0,00 \pm 0,08(-0,25-0,07)	-1,77 \pm 13,16(-26,33-16,67)	0,00 \pm 0,04(-0,07-0,09)
	RUCH120	-0,29 \pm 0,28(-0,83-0,10)	-0,02 \pm 0,05(-0,13-0,09)	-10,02 \pm 7,78(-30,33-1,33)	0,03 \pm 0,03(-0,02-0,09)
	ROL30	-0,46 \pm 1,28(-5,10-0,53)	-0,03 \pm 0,13(-0,49-0,08)	-15,38 \pm 48,13(-192,00-13,67)	0,04 \pm 0,10(-0,04-0,40)
	ROL120	-0,35 \pm 0,40(-1,50-0,03)	0,00 \pm 0,07(-0,14-0,18)	-9,42 \pm 14,80(-51,33-12,00)	0,03 \pm 0,03(-0,02-0,10)

4.7.2 Założenia analizy wariancji

Empiryczne rozkłady Δ w poszczególnych grupach obserwacji wykazywały liczne odchylenia od rozkładu normalnego (Tabela 30). Wyniki testu Levene'a wskazują natomiast na zachowanie jednorodności wariancji.

Tabela 30. Wyniki testów odchylenia od rozkładu normalnego Shapiro-Wilka (S-W) dla poszczególnych zmiennych zależnych i równości macierzy wariancji dla testu ANOVA – test Levene’a (L). Kolejne wiersze przedstawiają wartości P we wszystkich grupach dla poszczególnych zmiennych zależnych dla każdego z punktów. CZ – częstotliwość oscylacji; SZ – sztywność; T – tłumienie; De – liczba Debory.

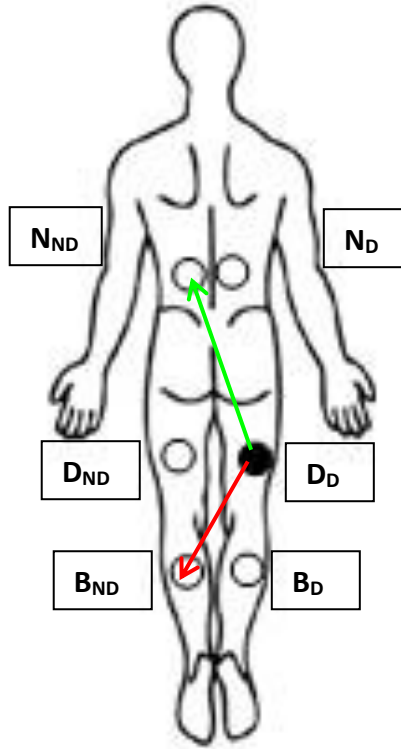
Punkt	Grupa	Parametr							
		CZ		T		SZ		De	
		S-W	L	S-W	L	S-W	L	S-W	L
	SIAD30	0,01		0,59		0,69		0,45	
	SIAD120	0,02		0,25		0,00		0,58	
	RUCH30	0,61		0,70		0,22		0,31	
	RUCH120	0,88		0,00		0,09		0,45	
	ROL30	0,00		0,01		0,00		0,00	
B _D	ROL120	0,74	0,06	0,80	0,14	0,63	0,81	0,53	0,77
	SIAD30	0,53		0,44		0,27		0,36	
	SIAD120	0,03		0,50		0,97		0,04	
	RUCH30	0,56		0,66		0,00		0,00	
	RUCH120	0,00		0,00		0,00		0,00	
	ROL30	0,00		0,00		0,00		0,00	
B _{ND}	ROL120	0,25	0,18	0,71	0,40	0,65	0,32	0,97	0,62
	SIAD30	0,24		0,73		0,68		0,25	
	SIAD120	0,01		0,23		0,85		0,84	
	RUCH30	0,63		0,81		0,31		0,74	
	RUCH120	0,38		0,45		0,86		0,01	
	ROL30	0,00		0,51		0,00		0,00	
D _D	ROL120	0,50	0,43	0,70	0,30	0,56	0,24	0,30	0,53
	SIAD30	0,02		0,69		0,52		0,17	
	SIAD120	0,99		0,91		0,83		0,51	
	RUCH30	0,45		0,20		0,34		0,68	
	RUCH120	0,14		0,63		0,25		0,12	
	ROL30	0,00		0,01		0,00		0,00	
D _{ND}	ROL120	0,06	0,55	0,02	0,07	0,99	0,19	0,74	0,47
	SIAD30	0,33		0,00		0,91		0,56	
	SIAD120	0,93		0,39		0,45		0,84	
	RUCH30	0,82		0,20		0,58		0,09	
	RUCH120	0,19		0,96		0,58		0,49	
	ROL30	0,00		0,13		0,00		0,00	
N _D	ROL120	0,49	0,24	0,00	0,84	0,46	0,25	0,70	0,44
	SIAD30	0,43		0,00		0,22		0,78	
	SIAD120	0,02		0,02		0,03		0,12	
	RUCH30	0,61		0,00		0,40		0,98	
	RUCH120	0,27		0,07		0,06		0,57	
	ROL30	0,00		0,00		0,00		0,00	
N _{ND}	ROL120	0,00	0,21	0,35	0,65	0,04	0,09	0,06	0,12

kolor czerwony - wynik istotny statystycznie

4.7.3 Analiza różnic pomiędzy punktami

Oceniając zróżnicowanie wielkości zmian parametrów biomechanicznych (tj. ich delt) pomiędzy poszczególnymi punktami pomiarowymi w znaczącej większości porównań, stwierdzono brak istotnych różnic, jednak z dwoma wyjątkami. Pierwszym z nich był parametr T w grupie SIAD30, w punkcie B_{ND}, gdzie delta była istotnie większa niż w punkcie aplikowania interwencji ($P = 0,01$;

czerwona strzałka na Rycinie 15). Druga istotna różnica została zaobserwowana dla parametru De w grupie RUCH120, w punkcie N_{ND} , gdzie delta także była istotnie większa niż w punkcie aplikowania interwencji ($P = 0,02$; zielona strzałka na Rycinie 10).

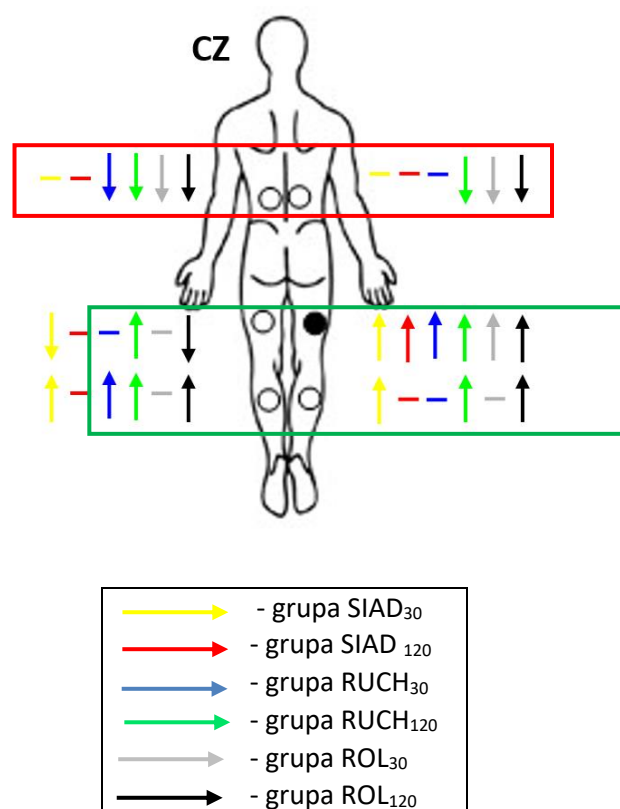


Rycina 10. Istotne różnice zmian wartości parametrów biomechanicznych pomiędzy pomiarem końcowym a pomiarem wyjściowym (tzw. delt) pomiędzy punktami pomiarowymi. Zaznaczono (zielona strzałka) istotną różnicę ($P = 0,01$) pomiędzy deltami parametru T dla punktów D_D (czarne koło – miejsce aplikacji FR) i N_{ND} (punkt oddalony od miejsca aplikacji FR) w grupie SIAD30, jak również (czerwona strzałka) istotną różnicę ($P = 0,02$) pomiędzy deltami parametru De dla punktów D_D i B_{ND} w grupie RUCH120. Pozostałe różnice delt wyników pomiędzy punktami nie były istotne statystycznie. Źródło: materiał własny.

4.8 Podsumowanie wyników

By dokonać podsumowania w znacznym stopniu, jak dotąd, rozdrobnionych wyników na zakończenie przedstawiono uproszczoną, graficzną analizę zmian poszczególnych parametrów biomechanicznych w poszczególnych punktach pomiarowych i dla poszczególnych grup, wykorzystując w tym celu strzałki wskazujące jedynie, czy dany parametr w danym punkcie i grupie zwiększał swą wartość, czy też zmniejszał. Działanie takie uznano za stosowne, gdyż pomimo braku istotnych różnic wewnątrz- i międzygrupowych zaobserwowano w wynikach pewne tendencje, które warte są zaanonsowania.

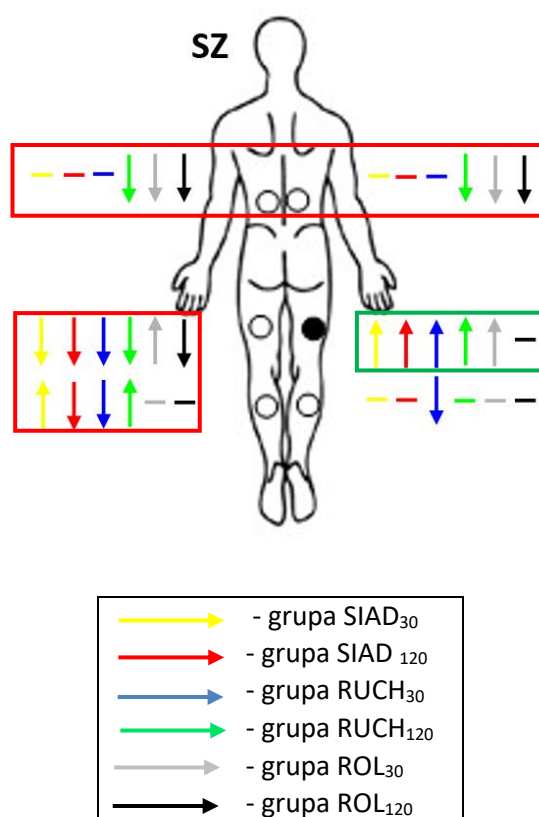
Kierunki zmian w parametrach CZ (Rycina 11) oraz SZ (Rycina 12) były do siebie podobne bez względu na zastosowaną interwencję. Podobieństwo dotyczy szczególnie punktów położonych odlegle od miejsca interwencji ipsilateralnie (N_D) oraz kontralateralnie (N_{ND}). W tych miejscach zaobserwowano zmniejszenie wartości parametrów w grupach z aktywną interwencją (RUCH lub ROL) niezależnie od czasu interwencji i jednocześnie brak zmian wartości parametrów w we wszystkich grupach z interwencją statyczną (SIAD) niezależnie od czasu jej trwania.



Rycina 11. Tendencje zmian zachodzących w obrębie parametru CZ tkanki mięśniowo-powięziowej w każdym z punktów pomiarowych i dla każdej z grup. Kolory znaków odpowiadają grupom przyporządkowanym im w legendzie. Zwroty strzałek wskazują kierunek zmian (wzrost/spadek). Ramkami oznaczono miejsca, w których dla danego parametru i w danym punkcie rejestrowano jednolite kierunki zmian niemal we wszystkich grupach. Kolor zielony ramki oznacza jednolitą tendencję wzrostową, kolor czerwony – tendencję spadkową. Okręgi przedstawiają poszczególne punkty, czarne koło oznacza punkt interwencji (na rycinie dla większej przejrzystości jest on przedstawiony po prawej stronie, jednak w rzeczywistości przedstawia on punkt w kończynie dolnej dominującej).

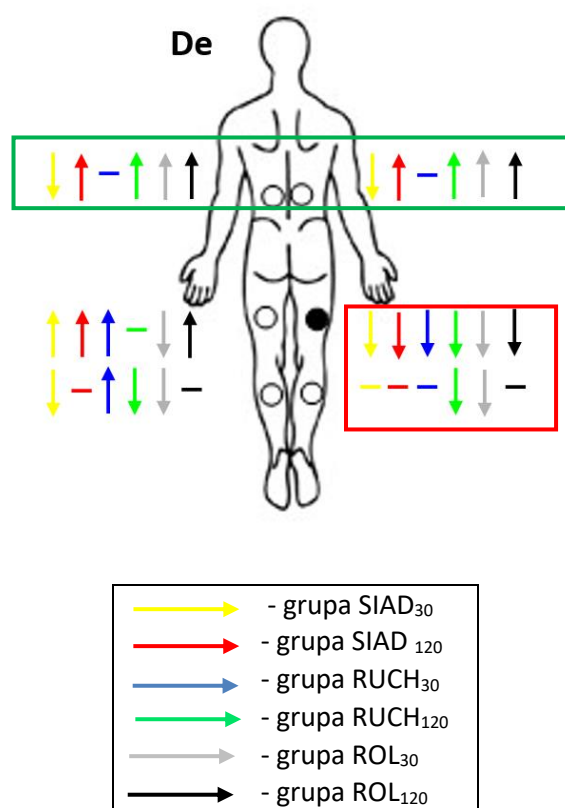
W obrębie tych dwóch parametrów zaobserwowano także niemal identyczne kierunki zmiany wartości w punkcie interwencji (D_D). W

przeciwieństwie do oddziaływania w odległych punktach, miejscowo wartość obu parametrów wzrosła. Główną różnicą pomiędzy tymi parametrami są zmiany zaobserwowane w punktach odległych od miejsca interwencji, w obrębie kończyn dolnych. W opozycji do obserwacji miejscowych odnotowano zmniejszenie wartości parametru SZ w kończynie dolnej kontralateralnej w większości grup oraz ipsilateralnie w obrębie jedynej zaobserwowanej różnicy. W przypadku parametru CZ zmiany odległe od punktu aplikacji w obrębie kończyn dolnych mają ten sam kierunek co zmiany lokalne zwiększając wartości po zastosowaniu większości spośród eksperymentalnych interwencji.



Rycina 12. Tendencje zmian zachodzących w obrębie parametru SZ tkanki mięśniowo-powięziowej w każdym z punktów pomiarowych i dla każdej z grup. Kolory znaków odpowiadają grupom przyporządkowanym im w legendzie. Zwroty strzałek wskazują kierunek zmian (wzrost/spadek). Ramkami oznaczono miejsca, w których dla danego parametru i w danym punkcie rejestrowano jednolite kierunki zmian niemal we wszystkich grupach. Kolor zielony ramki oznacza jednolitą tendencję wzrostową, kolor czerwony – tendencję spadkową. Okręgi przedstawiają poszczególne punkty, czarne koło oznacza punkt interwencji (na rycinie dla większej przejrzystości jest on przedstawiony po prawej stronie, jednak w rzeczywistości przedstawia on punkt w kończynie dolnej dominującej).

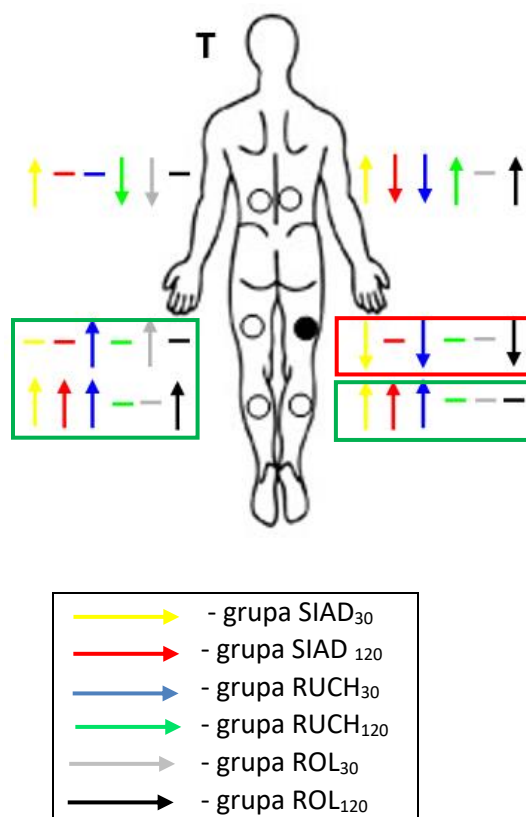
W obrębie parametru De (Rycina 13) odnotowano odwrotne kierunki zmian w przypadku punktów N_D , N_{ND} oraz D_D w obrębie większości interwencji w stosunku do parametrów SZ i CZ. Wartości De zmniejszały się miejscowo, a wzrastały w punktach odległych (ipsi- i kontralateralnie powyżej miejsca interwencji oraz kontralateralnie poniżej). Dodatkowo zaobserwowano te same kierunki zmian miejscowo i w punkcie odległym, ipsilateralnie poniżej, gdzie wartości tego parametru także się zmniejszały.



Rycina 13. Tendencje zmian zachodzących w obrębie parametru De tkanki mięśniowo-powięziowej w każdym z punktów pomiarowych i dla każdej z grup. Kolory znaków odpowiadają grupom przyporządkowanym im w legendzie. Zwroty strzałek wskazują kierunek zmian (wzrost/spadek). Ramkami oznaczono miejsca, w których dla danego parametru i w danym punkcie rejestrowano jednolite kierunki zmian niemal we wszystkich grupach. Kolor zielony ramki oznacza jednolitą tendencję wzrostową, kolor czerwony – tendencję spadkową. Okręgi przedstawiają poszczególne punkty, czarne koło oznacza punkt interwencji (na rycinie dla większej przejrzystości jest on przedstawiony po prawej stronie, jednak w rzeczywistości przedstawia on punkt w kończynie dolnej dominującej).

Parametr T (Rycina 14) miejscowo zmniejszył swoją wartość po interwencji, podczas gdy w odległych punktach kończyny dolnej zaobserwowano

wzrost tego parametru. Nie zaobserwowano innych tendencji wśród przeprowadzonych analiz.



Rycina 14. Tendencje zmian zachodzących w obrębie parametru T tkanki mięśniowo-powięziowej w każdym z punktów pomiarowych i dla każdej z grup. Kolory znaków odpowiadają grupom przyporządkowanym im w legendzie. Zwroty strzałek wskazują kierunek zmian (wzrost/spadek). Ramkami oznaczono miejsca, w których dla danego parametru i w danym punkcie rejestrowano jednolite kierunki zmian niemal we wszystkich grupach. Kolor zielony ramki oznacza jednolitą tendencję wzrostową, kolor czerwony – tendencję spadkową. Okręgi przedstawiają poszczególne punkty, czarne koło oznacza punkt interwencji (na rycinie dla większej przejrzystości jest on przedstawiony po prawej stronie, jednak w rzeczywistości przedstawia on punkt w kończynie dolnej dominującej).

5. Dyskusja

Głównym celem niniejszych badań była ocena wpływu samodzielnego rozluźniania mięśniowo-powięziowego za pomocą wałka do rolowania na parametry biomechaniczne tkanki mięśniowo-powięziowej oraz, w przypadku zaobserwowania istotnego wpływu tego zabiegu, próba identyfikacji czynnika terapeutycznego i mechanizmów odpowiedzialnych za osiągnięty efekt. Pomimo dysonansu obserwowanego w literaturze dotyczącej samodzielnej terapii tkanek miękkich i mechanizmów odpowiedzialnych za rezultaty uzyskiwane na skutek stosowania FR przyjęto hipotezę o istnieniu takiego wpływu. Przypuszczano, że obserwowane zmiany mogą być zależne od czasu interwencji oraz jej typu, a także pojawiać się w punkcie poddawanym zabiegowi i w punktach odległych.

Na wstępie warto jeszcze raz podkreślić wysoki poziom wiarygodności pomiarów wartości zmiennych zależnych przeprowadzonych z użyciem przyrządu MyotonPRO. W trosce o możliwość uzyskania odpowiedniego zaufania do uzyskiwanych wyników, jego weryfikacja miała miejsce dwukrotnie: w trakcie badań pilotażowych oraz właściwych. W każdym przypadku rejestrowano wiarygodność od dobrej do doskonałej ($ICC = 0,81-1,00$), co pozwala z większą pewnością spoglądać na uzyskane dane oraz sformułowane na ich podstawie wnioski końcowe.

5.1 Niejednoznaczne wyniki badań

Parametry biomechaniczne tkanek człowieka są przedmiotem licznych badań, jednak wniosków wynikających z dostępnych eksperymentów nie można nazwać jednoznacznymi. Powodów, dla których pojawiają się tak liczne rozbieżności, jest wiele. Wśród nich najbardziej oczywiste są różnice w definiowaniu pojęć i zjawisk związanych z parametrami biomechanicznymi, rozbieżności związane z różnymi metodami pomiaru parametrów, zależnymi od wykorzystywanych narzędzi pomiarowych oraz różnice związane z wdrażaniem odmiennych interwencji. Mniej namacalne, aczkolwiek obecne, wydają się rozbieżności wynikające ze zróżnicowania celów badawczych w odmiennych dziedzinach nauki. W konsekwencji pojawia się dysonans, nawet jeżeli chodzi o tak podstawowe kwestie, jak oczekiwany i optymalny kierunek zmian parametrów biomechanicznych po określonej interwencji lub treningu. Do trzeciej kategorii

źródeł niejednoznaczności należy zaliczyć różnice metodologiczne, takie jak wielkości prób, kryteria selekcji czy sposoby przeprowadzania interwencji eksperymentalnych. Analiza opisywanych rozbieżności stanowić może wartościowe tło dla uzyskanych wyników badań własnych i niezbędny układ odniesienia przy wyciąganiu wniosków. W kolejnych akapitach zostaną przybliżone poszczególne czynniki wywołujące powstanie istotnego i wysoce niewygodnego chaosu informacyjnego na przedmiotowym polu wiedzy.

5.1.1 Odmienne podejścia badaczy do ocenianych parametrów biomechanicznych

Przyrząd pomiarowy MyotonPRO umożliwia kwantyfikację parametrów biomechanicznych tkanki mięśniowo-powięziowej. Uzyskane wyniki stanowią wiarygodne, wartościowe źródło informacji na temat tychże struktur. W przyszłości mogą one posłużyć do diagnostyki stanu funkcjonalnego sportowców i osób dotkniętych dolegliwościami narządu ruchu. Wykorzystanie MyotonPRO narzuca jednak specyficzną interpretację analizowanych parametrów biomechanicznych. Odmienne definiowanie owych parametrów, zróżnicowane podejście do ich natury, a także niejednorodne ich „zestawy” poddawane analizie w ramach poszczególnych badań stanowią pierwsze z kilku istotnych źródeł chaosu informacyjnego obecnego w poruszanej materii.

Eksperymenty przeprowadzane przez różnych autorów mogą obejmować całe spektrum zmiennych lub traktować o niewielkiej ich części, w ramach której darzone zainteresowaniem parametry biomechaniczne pojawiają się w dodatku w różnych konfiguracjach. Dla przykładu, część z autorów porusza w swoich pracach wyłącznie sztywność [72, 100], inni badają głównie tłumienie [92], aktywność mięśniową [142] lub parametry lepko-sprężyste [126].

Sztywność jest najczęściej używanym spośród wszystkich parametrów biomechanicznych do oceny efektów FR [9, 23, 159], jak również wielu innych interwencji np. masażu [91], czy suchego igłowania [84]. W innej odsłonie używany bywa on w poszukiwaniach związków z urazami mięśniowymi [102, 146] lub w ocenie wpływu specyficznej aktywności fizycznej na tkanki różnych układów organizmu człowieka [44]. Parametr tłumienie bywa z kolei uwzględniany w badaniach nad wpływem FR [156], innych interwencji terapeutycznych [55, 66] oraz treningowych [176], jak również w poszukiwaniach związków z wydatkiem energetycznym podczas biegu [160]. Spośród parametrów związanych z lepkością

niezwykle ważny wydaje się czas relaksacji wykorzystywany w badaniach mechanizmów związanych ze statycznym rozciąganiem [54], wpływem masażu, a na poziomie komórkowym także do oceny właściwości komórek nowotworowych [126], czy też struktur nerwowych u noworodków [112]. Zjawisko kryjące się pod pojęciem pełzania bywa natomiast wskazywane jako potencjalny czynnik wpływający negatywnie na odruchową aktywność mięśniową [1, 152], bada się z jego użyciem efekty fazy rozgrzewki [67], wpływ manualnej manipulacji blizn [59] oraz technik ugniatania i drenażu limfatycznego [81].

Ponadto, każdy z wymienionych parametrów może być w ramach poszczególnych prac odmiennie definiowany i postrzegany. Doskonałym przykładem jest tutaj podejście do parametru sztywności. Pojęcie to w dziedzinie nauk o zdrowiu i nauk o kulturze fizycznej występuje nawet w kilkunastu odmianach [171]. Także w przypadku przyrządu MyotonPRO sztywność (parametr SZ) występuje często z przymiotnikiem *dynamiczna* określającym pewne dodatkowe jej cechy (w tym przypadku wskazujące na sposób przeprowadzenia pomiaru).

5.1.2 Wykorzystanie odmiennych narzędzi pomiarowych

Bezpośrednie pomiary parametrów biomechanicznych są możliwe do zrealizowania wyłącznie na materii nieożywionej, co jest domeną innych dyscyplin naukowych oraz w przypadku zastosowania procedury *ex vivo*. W tym drugim przypadku pobrany materiał posiada wszystkie właściwości charakterystyczne dla ciała człowieka, a jednocześnie próby są przeprowadzane z użyciem testów mechanicznych podobnych do tych stosowanych w materiałoznawstwie. Największa zaleta tego rodzaju badań jest zarazem największym jej mankamentem. Wyniki uzyskane zarówno z materiałów nieożywionych, jak i wypreparowanych próbek zwierzęcych oraz ludzkich, testowanych poza żywym organizmem, tracą część ze swojej empirycznej wartości. Z tego powodu niezwykle istotne są pomiary przeprowadzane bezpośrednio na żywym człowieku, chociaż wiążą się one z koniecznością zastosowania specyficznych narzędzi pomiarowych, a każde z nich decydować może o odmiennym sposobie interpretacji wyników pomiaru danego parametru. Spośród innych dostępnych metod poza miotonometrią, której głównym przedstawicielem jest przyrząd MyotonPRO, w badaniach nad FR korzysta się także z elastografii i tensomiografii.

Elastografia ultradźwiękowa jest stosunkową nową metodą obrazowania sztywności tkanek z pomocą głowicy do ultradźwięków [17]. W najbardziej popularnej odmianie dynamicznej tej metody pomiarowej jako bodziec wykorzystuje się ciśnienie akustyczne wywierane przez rozprzestrzeniającą się falę dźwiękową. Efektem pomiaru jest elastogram przedstawiający w formie obrazowej prędkość propagacji fali [m/s] lub wartości modułu Younga [kPa] [173], które są wykorzystywane do opisu sztywności i sprężystości tkanki. Można zauważyć, że pomimo użycia podobnych nazw parametrów w przypadku elastografii analizuje się je z pomocą innego podejścia niż w miotonometrii, co skutkuje użyciem odmiennych jednostek pomiarowych. Nie oznacza to błędnego oznaczenia w przypadku któregoś z narzędzi, a jedynie wykorzystanie do pomiarów różnych przejawów tych samych zjawisk fizycznych. Z tego powodu porównania wyników badań stosowanych w wielu obszarach, w różnych dyscyplinach nauk i z użyciem różnorodnych narzędzi pomiarowych jest niezwykle trudne.

Trzecią metodą pomiaru parametrów biomechanicznych jest tensomiografia, która charakteryzuje się, obok pomiaru z użyciem przyrządu MyotonPRO, największą wiarygodnością [17]. Opisywana metoda polega na analizie odkształcenia mięśnia spowodowanego jego własną aktywnością spowodowaną przez elektryczne impulsy indukowane za pomocą stymulatora. Właściwy pomiar odbywa się za pomocą sensora umieszczonego w obszarze brzośca mięśniowego pomiędzy elektrodami, który odbiera informacje o wielkości odkształcenia [137]. Ilościowa analiza aktywnego przemieszczenia mięśnia [mm] pozwala pośrednio wnioskować o sztywności tkanki. Podobnie jak w przypadku elastografii, tak również tensomiografia bazuje na innych jednostkach pomiarowych niż te, które otrzymuje się w wyniku użycia przyrządu MyotonPRO.

Przedstawione w tym podrozdziale różnice w podejściach stosowanych np. do bezpośredniego i pośredniego opisu sztywności (z użyciem jednostek: N/m; mm; kPa) wynikają ze specyfiki wykorzystania odmiennych narzędzi pomiarowych. Wskazują one iż, najbardziej wartościowe wydaje się porównywanie parametrów uzyskanych za pomocą tych samych instrumentów, jak również stanowią kolejne istotne źródło nieporządku w sferze informacyjnej związanej z biomechaniką tkanek narządu ruchu człowieka.

5.1.3 Mnogość różnorodnych interwencji terapeutycznych

Zjawiskiem jeszcze bardziej utrudniającym syntezę wyników badań nad parametrami biomechanicznymi tkanek organizmu człowieka oraz ich zmian pod wpływem interwencji terapeutycznych jest bardzo szeroki wachlarz tych ostatnich. W przypadku podejmowania próby takiego scalenia dostępnej wiedzy do dyspozycji pozostaje cała grupa punktów wyjścia reprezentowana przez różnorodne interwencje. Zawiera ona np. techniki z dziedziny fizykoterapii takie jak fala uderzeniowa [151], techniki narzędziowe obejmujące np. suche igłowanie [84], bezpośrednie techniki manualne: masaż [91], mobilizacje blizny [59], drenaż limfatyczny i uciskanie [81] czy techniki mieszane np. aplikacja taśm kinesioteape połączona z wykonywaniem przysiadów [86].

Sama specyfika wymienionych interwencji utrudnia ich bezpośrednie porównanie, choć efekty częstokroć oceniane są na podstawie zmian tych samych parametrów biomechanicznych, które mogą stanowić skutek konkretnego oddziaływania, ale także innych czynników np. skrajnie odmiennej objętości aplikacji danego bodźca. Przykładowo, w jednym przypadku wdrażany bodziec oddziaływał jednorazowo przez kilkadziesiąt sekund [84], a w innych badaniach ewaluacji podlegały programy obejmujące wiele interwencji, trwające kilka tygodni [86, 151].

Warto też zwrócić uwagę na fakt, że każda z interwencji, podobnie jak FR, posiada własne, wewnętrzne parametry zabiegu, które mogą być istotne dla jego efektywności. Z tego powodu trudno o porównywanie dwóch zabiegów bez doprecyzowania tych parametrów. Przykładem może być użycie fali uderzeniowej, w której istotną zmienną była wartość aplikowanej mocy [151] lub taśm kinesioteape, w którym decydującą rolę odegrał rodzaj zastosowanej techniki naklejania plastrów [64]. Każda zmiana w wewnętrznych parametrach zabiegu wprowadza dodatkową zmienną zwiększającą chaos informacyjny.

5.1.4 Różnice metodologiczne w obrębie badań z zastosowaniem przyrządu MytotonPRO do analizy rezultatów osiągniętych w wyniku FR

Niejednoznaczne wyniki badań nad parametrami biomechanicznymi mogą wynikać bezpośrednio z mnogości wspomnianych wcześniej interwencji, ale także z różnic metodologicznych poszczególnych badań. Specyficzne wewnętrzne zmienne każdej ze stosowanych technik nie tylko nie pomagają w osadzeniu

wyników w szerszym kontekście, ale także utrudniają porównanie prac zarówno pomiędzy różnorodnymi interwencjami, jak i w obrębie każdej z nich.

Wiele spośród różnic ujawnia się już na etapie doboru uczestników do grup. Pierwszym czynnikiem wymagającym tutaj uwzględnienia jest **płeć badanych**. Należy zauważyć, że pod pojęciem „płeć”, kryje się wiele morfologicznych i fizjologicznych różnic, które mogą wpływać na osiągnięte wyniki i utrudniać ich interpretację. Źródła o najwyższym poziomie dowodów naukowych (w tym obszerny przegląd systematyczny z metaanalizą [185]) wskazują, że FR może być mniej efektywne u mężczyźn. Spośród analizowanych prac jedynie Baumgart i wsp. zdecydowali się na dobór do grup wyłącznie mężczyźn [9]. Na skutek oddziaływania FR uzyskali oni chwilowe zmniejszenie sztywności, który powrócił do wartości wyjściowych po 15 minutach od zakończenia interwencji. W pozostałych badaniach zastosowano grupy zróżnicowane pod względem płci [23, 156, 159]. Chang i wsp. zaobserwowali zmniejszenie sztywności w obszarze głowy bocznej i przyśrodkowej mięśnia brzuchatego łydki, ale nie w punkcie pomiarowym położonym na przebiegu ścięgna Achillesa [23]. Schroeder i wsp. nie odnotowali zmian istotnych statystycznie w obrębie badanych parametrów [156], natomiast w pracy tegoż autora z innym zespołem wartości zmian nie przekroczyły zakładanej najmniejszej wykrywalnej różnicy [159]. Odmienna struktura płci uczestników wymienionych badań ogromnie utrudnia porównanie wyników i ich interpretację.

Z podziałem na płeć wiąże się wiele innych zmiennych, które mogą być rozpatrywane również poza tym kryterium. Z perspektywy opisywanych badań i używanego narzędzia pomiarowego szczególnie ważne są **morfologiczne zmiany** wywoływane przez hormony. Mencil i wsp. zwracają uwagę na różnice występujące pomiędzy płciami w proporcji tkanki tłuszczowej oraz grubości skóry i tkanki podskórnej, także sugerując wykonywanie pomiarów z użyciem przyrządu MyotonPRO osobno dla każdej z płci [121]. Podobne wnioski wyciągane są w innej pracy [39]. Wyniki badań wskazują, że sztywność mierzona z pomocą przyrządu MyotonPRO jest dodatnio skorelowana z grubością mięśnia ($r = 0,36$; $P = 0,00$) oraz tkanki łącznej ($r = 0,34$; $P = 0,01$), natomiast ten sam parametr wykazuje istotną ujemną korelację z grubością tkanki tłuszczowej ($r = -0,46$; $P = 0,00$) [17]. Żaden z autorów badających FR za pomocą przyrządu MyotonPRO nie zdecydował się jednak na kontrolę choćby jednego z tych parametrów, mimo że były one

kontrolowane w innych badaniach dotyczących FR [129, 139, 150]. Brak jakichkolwiek informacji lub dodatkowego kryterium selekcji zawierającego wartości parametrów morfologicznych tkanki mięśniowo-powięziowej jeszcze bardziej zwiększają zamęt panujący w literaturze.

Na rezultaty FR może mieć wpływ także **doświadczenie** osób badanych w tym zakresie, co znalazło swoje potwierdzenie w badaniach [117]. Baumgart i wsp. [9] opisują badanych w swojej pracy jako osoby bez doświadczenia, ale zaznaczają, że otrzymały one instrukcje na tydzień przed pierwszym pomiarem. Chang i wsp. [23] nie udzielają informacji na temat poziomu zaawansowania badanych w stosowaniu FR. Schroeder i wsp. w jednej z prac [159] charakteryzują badanych jako posiadających wiedzę w temacie FR, jednak nie używających go w swojej praktyce treningowej, a w kolejnej z pracy [156] definiują uczestników jako zaznajomionych z techniką rolowania. W związku z takimi ogólnymi opisami trudno o jednoznaczne oceny osób badanych pod kątem tej zmiennej.

Podobny problem pojawia się w zakresie analizy **aktywności** osób badanych. Aktywność niezwiązana z FR powinna być wzięta pod uwagę ze względu na związane z nią zmiany zachodzące w organizmie, takie jak stopień nawodnienia tkanki mięśniowo-powięziowej, a także ilość i stan samej tkanki. W tym aspekcie deskryptywny styl opisywania aktywności preferowany przez autorów nie stanowi dobrego narzędzia do ujednoczenia metodologii. Baumgart i wsp. [9] opisali startujących w swoich badaniach jako rekreacyjnych sportowców, Chang i wsp. [23]. zwerbowali „niewytrenowanych”, ale jednocześnie nieprowadzących siedzącego trybu życia, z kolei w jednym z badań Schroedera i wsp. badanymi byli aktywni studenci i pracownicy uczelni wyższej [159], a w drugiej osoby badane zaliczały się do grona doświadczonych w treningu siłowym [156].

Przy okazji analizy różnic metodologicznych nie należy zapominać o parametrach związanych z samą interwencją FR: rodzajem walka, czasem aplikacji, ilością serii czy poziomem intensywności aplikacji. Każda z tych zmiennych wpływa na oryginalność poszczególnych prac, ale także powoduje zwiększenie rozbieżności, a co za tym idzie jest kolejnym źródłem chaosu informacyjnego. Efektem braku jednorodności są obserwowane różnice w wynikach eksperymentów, którym poświęcony będzie następny podrozdział niniejszej pracy.

5.1.5 Oczekiwane kierunki zmian parametrów biomechanicznych tkanki mięśniowo-powięziowej i rozbieżności w wynikach badań

Poruszając zagadnienie chaosu informacyjnego związanego z biomechaniką tkanki mięśniowo-powięziowej, trzeba również zwrócić uwagę na oczekiwane skutki interwencji terapeutycznych i treningowych, wśród których znajduje się FR. Z dotychczasowego opisu tej tkanki wyłania się obraz dynamicznego środowiska pełniącego różnorodne funkcje. W związku z szerokim ich zakresem, także zróżnicowanie wartości parametrów opisujących stan tego środowiska może być duże. W tymże spektrum, zarówno w stanie fizjologicznym jak i patologicznym, oczekiwane kierunki zmian parametrów biomechanicznych mogą różnić się w zależności od celów stawianych treningowi bądź terapii [159], jednak wyniki badań nie zawsze potwierdzają te oczekiwania, co wprowadza dalszy brak jednoznaczności.

W niniejszym podrozdziale zostanie przeanalizowany najbardziej reprezentatywny i najczęściej pojawiający się w literaturze parametr sztywności, jednak podobne zróżnicowanie w oczekiwanych kierunkach zmian dotyczy praktycznie wszystkich parametrów biomechanicznych tkanki mięśniowo-powięziowej. W zależności od potrzeb oczekiwane może być ich zmniejszenie lub zwiększenie. Podczas analizy warto zwrócić uwagę na fakt, że pożądane zmiany (i ich kierunki) w parametrach takich jak częstotliwość oscylacji, sztywność i tłumienie (rozumiane jako odwrotność sprężystości) w obrębie każdego z opisywanych paradygmatów (treningowym lub terapeutycznym) są podobne. W przypadku parametrów lepko-sprężystych dużo trudniej mówić o zmianach oczekiwanych, ponieważ ich konsekwencje dla narządu ruchu nie są tak oczywiste. Ogólnie można przyjąć, że kierunek zmian parametrów lepko-sprężystych uzyskiwanych na skutek interwencji jest odwrotny niż w przypadku parametrów biomechanicznych wymienionych wcześniej [65, 83].

Pierwsza grupa badaczy, której celem jest dążenie do zmniejszenia sztywności tkanki mięśniowo-powięziowej, w większości dąży też do redukcji bolesności lub zmniejszenia ryzyka urazów. Badania wskazują, że poważne uszkodzenie narządu ruchu, takie jak np. złamanie, prowadzi do zwiększenia sztywności i aktywności mięśniowej w poszkodowanym regionie ciała [65]. We wdrażanym w takim wypadku, terapeutycznym paradygmacie celem nadrzędnym stosowanych interwencji jest przywrócenie lokalnej homeostazy poprzez obniżenie

poziomu sztywności. W przypadku sportowców można mówić tutaj o chęci normalizacji sztywności np. w postaci zmniejszenia dysproporcji pomiędzy kończynami [128] lub przywrócenia stanu tego rodzaju równowagi zaburzonego na skutek urazów [82].

I tak, zmniejszenie sztywności zaobserwowano po zastosowaniu FR [23, 186], masażu u osób zdrowych [47] oraz proprioceptywnym nerwowo-mięśniowym torowaniu ruchu dla mięśnia czworogłowego uda i ścięgna Achillesa [93]. Przy innych okazjach nie zaobserwowano jednak oczekiwanego zmniejszenia sztywności po zastosowaniu FR [91, 130], masażu [156] czy proprioceptywnym nerwowo-mięśniowym torowaniu ruchu dla mięśnia trójgłowego łydki, a także ścięgna rzepki [93].

W drugim z paradygmatów, tj. paradygmacie treningowym, dąży się raczej do zwiększenia sztywności na skutek adaptacji do zwiększonych obciążeń narządu ruchu. Odmienne niż w przypadku paradygmatu terapeutycznego, celem treningu nie jest powrót do stanu homeostazy organizmu, lecz ustanowienie „nowej normy”, bardziej korzystnej z perspektywy zadań ruchowych charakterystycznych dla danej dyscypliny sportowej. Zwiększona sztywność tkanek w specyficznych warunkach (np. w cyklu rozciągnięcie-skurcz) sprzyja akumulacji i wykorzystaniu zwiększonej ilości potencjalnej energii sprężystości. Adaptacja tkanki mięśniowo-powięziowej do zwiększających się obciążeń to nie tylko domena sportu ale także stały element programów rehabilitacji np. w tendinopatii [113] czy postępowaniu w urazach mięśniowych [68], w których wzrastające obciążenie treningowe ma prowadzić do zwiększenia funkcjonalnego potencjału tkanki lub właściwego ukierunkowania procesu gojenia się rany.

Adaptacja ścięgna do obciążeń jest zjawiskiem niezbyt mocno związanym z charakterem aktywności mięśniowej, za to w większym stopniu zależy od wielkości obciążenia [15]. Przykładowo zwiększenie sztywności elementów tkanki mięśniowo-powięziowej odnotowano m.in. po dwunastotygodniowym programie treningowym o charakterze plyometrycznym [97], izometrycznym [98] oraz siłowym z obciążeniem submaksymalnym [96], a także po regularnej specyficznej aktywności w formie wspinaczki skałkowej [88]. Trening z niewielkim obciążeniem nie przynosił takich zmian [96]. Nie odnotowano ich także po treningu ekscentrycznym mięśnia czworobocznego grzbietu. Warto podkreślić, że obserwowane, nieistotne zmiany w tymże badaniu wskazywały na odwrotny trend

dla samego brzośca mięśniowego (zmniejszenie sztywności) oraz dla przejścia mięśniowo-ścięgnistego (zwiększenie sztywności) [83]. Wyniki takie dodatkowo komplikują prezentowany tutaj problem.

Podsumowując, oczekiwania w stosunku do zmian parametrów biomechanicznych w tkance mięśniowo-powięziowej różnią się w zależności od celów wdrażanych interwencji. Rezultat, który dla pacjenta jest niepożądany, może być korzystny z punktu widzenia sportowca i odwrotnie. Dodatkowo cele interwencji wśród poszczególnych pacjentów (w zależności od dolegliwości) lub sportowców (w zależności od uprawianej dziedziny sportu) mogą różnić się pomiędzy sobą. Fakt ten stanowi dodatkowe źródło niejednoznaczności w badaniach i może powodować pochopne oceny wskazujące, że konkretne narzędzie lub aktywność „nie działa” lub „przynosi niepożądane skutki”. Osadzenie różnego rodzaju interwencji w pewnym kontekście pomaga doprecyzować oczekiwania i tym samym zweryfikować skuteczność narzędzia dla danej grupy osób badanych, ale też odwrotnie – obserwacja uzyskiwanych przez autorów rezultatów pomaga doprecyzować dla kogo zastosowanie danej terapii jest niekorzystne, a dla kogo pożądane. Przynajmniej częściowo pomaga to zredukować panujący chaos.

Ostatnia ze wskazanych możliwości pozwala na zastanowienie się nad skutecznością FR. Badania wskazują, że w tym typie interwencji rezultatem wspartym najmocniejszymi dowodami jest krótkotrwałe zwiększenie zakresu ruchu uzyskiwane bez równoczesnych negatywnych zmian w testach motorycznych wymagających siły i mocy mięśniowej. Z pewnością jest to zależność pożądana przez sportowców, jednak o niewielkim znaczeniu w pracy z pacjentem. W przypadku innych uzyskiwanych efektów doniesienia w literaturze są sprzeczne. Uzyskanie odpowiedzi na pytanie czy FR zmniejsza, czy też zwiększa wartości poszczególnych parametrów biomechanicznych może być więc kluczowe dla oceny przydatności tego narzędzia dla poszczególnych grup pacjentów, czyli we wdrażaniu do interwencji w oparciu o paradygmat terapeutyczny.

5.2 Zamysł własnego eksperymentu w świetle dostępnych badań

Pierwotną intencją autora niniejszej pracy było uporządkowanie obserwowanych w literaturze rozbieżności wynikających z różnorodnego podejścia autorów do każdego z etapów projektowania i realizacji badań. Efekt stanowić

miało wykorzystanie we własnym eksperymencie takich rozwiązań metodologicznych, które w obliczu dostępnych danych wydawały się najbardziej usprawiedliwione w kontekście realizacji postawionych celów badawczych.

Pierwszym z głównych elementów decyzyjnych był wybór narzędzia badawczego. Przyrząd MyotonPRO charakteryzuje się wysoką wiarygodnością pomiarów [50, 56], ocenianą jako wyższa lub porównywalna do innych nieinwazyjnych narzędzi służących do pomiaru wielkości parametrów biomechanicznych tkanek [41]. Wysoka wiarygodność pomiaru została potwierdzona przez autora niniejszej pracy zarówno w badaniu pilotażowym, jak i w samym docelowym eksperymencie. O wyborze tego narzędzia pomiarowego zadecydowała także prostota jego użycia, dzięki której stosunkowo niewielkim nakładem czasowym można było uzyskać dużą ilość informacji. Znaczna łatwość uzyskiwania wyników pozwoliła na stworzenie rozbudowanego planu eksperymentalnego z sześcioma grupami badawczymi i stosunkowo dużą ilością osób w każdej z nich, w porównaniu z innymi badaniami o zbliżonym charakterze.

Kolejnym etapem, na którym podjęto wiele decyzji badawczych był dobór do grup. Spośród najistotniejszych kryteriów selekcji należy wyróżnić wiek, płeć i aktywność badanych, które wraz z pozostałymi warunkami zostały szczegółowo opisane na stronach w rozdziale *Material i metody* niniejszej pracy. W tym miejscu należy zwrócić uwagę na najbardziej istotne argumenty wpływające na dokonane wybory.

Różnice międzypłciowe i ich potencjalny wpływ na osiągnięte wyniki były opisywane w kilku miejscach w niniejszej pracy. Oprócz oczywistych różnic pomiędzy mężczyznami i kobietami w poziomie różnych hormonów, dodatkowe rozbieżności mogły wystąpić w związku z cyklem menstruacyjnym występującym u kobiet oraz, przede wszystkim, z powodu ukształtowanych wtórnie różnic morfologicznych. Wybór wyłącznie mężczyzn był potraktowany próbą ograniczenia tych zakłóceń do minimum i potrzebą otrzymania jednoznacznych wyników w homogenicznej pod względem płci grupie przed ewentualnym rozpoczęciem badań o bardziej uniwersalnym charakterze, z bardziej egalitarnym sposobem doboru do grup.

Podobnie, celem ograniczenia źródeł niejednoznaczności, w specyfikacji kryterium wiekowego (18-35 lat) kierowano się dążeniem do ominięcia okresu

pokwitania, jak i przyspieszenia procesów degeneracji tkanek i zmian hormonalnych rozpoczynających się pomiędzy 35. a 40. rokiem życia.

W przypadku kryterium aktywności fizycznej i regularnego kontaktu z zaawansowanymi technikami oddziaływania na organizm (fizjoterapia, joga, stretching), stawiane wymogi miały zniwelować zróżnicowanie stanu wyjściowego tkanki mięśniowo-powięziowej, w tym przede wszystkim jej mniejszej lub większej podatności na interwencje FR, a także pozwolić uniknąć kwalifikowania do badań zawodowych sportowców o bardzo dużej świadomości własnego ciała oraz większym doświadczeniu w aplikacji FR. Zdecydowano się zatem na grupę o umiarkowanym stopniu aktywności fizycznej.

Kolejnym istotnym kryterium było zachowanie dotychczasowego trybu życia w okresie bezpośrednio poprzedzającym pomiary oraz interwencje. W badaniach innych autorów ten postulat pojawia się w różnych formach, jednak ostatecznie sprowadza się on do informacji, aby na czas badań powstrzymać się od dodatkowego obciążenia organizmu, nie przyjmowania dodatkowych suplementów oraz alkoholu [182]. Został on wdrożony także w prezentowanym tutaj projekcie.

Wykorzystując opisane zabiegi na poziomie konstruowania eksperymentu autor starał się ograniczyć źródła niejednoznaczności w jak największym stopniu. Dzięki temu możliwe było zawężenie obszaru badań wyłącznie do głównych zmiennych decydujących (w opinii autora) o wynikach interwencji FR: czasu aplikacji (30 vs. 120 s) oraz właściwego czynnika terapeutycznego (pozycja vs. ruch vs. pełne FR). Oba z nich wskazywano wcześniej w pracach wysokiej jakości jako potencjalnie kluczowe obszary do dalszej eksploracji [165].

Pierwsza z wspomnianych zmiennych, tj. czas aplikacji FR, była wcześniej przedmiotem badań wielu autorów (w tym również autora niniejszej pracy) [37]. Zaobserwowanie zależności efektu od dawki, oprócz oczywistej wartości poznawczej, mogłoby potencjalnie mieć także inne zastosowania. Teoretycznie, występowanie zmian wyłącznie po dłuższym rolowaniu byłoby wskazówką mówiącą o możliwej aktywacji innych mechanizmów fizjologicznych niż w przypadku uzyskania efektów przy zastosowaniu FR o krótkim czasie aplikacji.

Analiza drugiej ze zmiennych wynika z wielości elementów składowych FR mogących pełnić rolę właściwego czynnika terapeutycznego. Każdy z opisywanych komponentów jest źródłem różnorodnych bodźców aplikowanych w trakcie terapii i teoretycznie może mieć wpływ na parametry biomechaniczne tkanki mięśniowo-

powięziowej. Sama pozycja przyjmowana przez osobę rolującą się wywołuje izometryczną aktywność mięśni przypominającą tę uzyskiwaną w przypadku stosowania ćwiczeń stabilizujących (np. autorzy zwracają uwagę na pozycję zbliżoną do tzw. „deski” w przypadku rolowania mięśnia czworogłowego w podporze przodem [182]) lub w pewnym stopniu imituje pozycje rozciągające mięśnie. W przypadku rolowania mięśni kulszowo-goleniowych część efektów może być wynikiem przyjęcia pozycji przypominającej siad prosty, która utrzymywana przez określony czas może wpłynąć na mięśnie tułowia, kulszowo-goleniowe, a także te znajdujące się w obrębie podudzia. Kolejnym elementem składowym FR, którego nie można wykluczyć w kontekście teoretycznego wpływu na parametry biomechaniczne tkanki mięśniowo-powięziowej jest ruch. Z powodu powtarzalnych sekwencji ruchowych na końcu dostępnego zakresu rolowanie upodabnia się do mobilizacji stawowych mogących dawać podobne efekty do uzyskiwanych w trakcie FR. Ponieważ drugi element niejako zawiera w sobie także element pierwszy, można spodziewać się też po nim większego wpływu na tkankę. Wreszcie trzecim, głównym elementem FR jest aplikacja ucisku tkanek za pomocą wałka do rolowania. Z definicji, to właśnie ten element jest domniemanym źródłem efektów opisywanej terapii. Fakt ten nie zmniejsza prawdopodobieństwa wpływu dwóch pozostałych czynników (pozycja; ruch) na tkankę mięśniowo-powięziową. W trakcie rolowania występuje więc addytywny wpływ trzech mechanicznych elementów na tkankę mięśniowo-powięziową. Analiza elementów składowych FR w poszukiwaniu właściwego czynnika terapeutycznego miała rozstrzygnąć kwestię, która w opinii autora nie została dostatecznie zbadana w literaturze i dać odpowiedź na pytanie o ewentualną wiodącą rolę jednego z elementów.

Dla obydwu zmiennych, tj. czas aplikacji FR oraz właściwy czynnik terapeutyczny w FR, postawiono hipotezy afirmatywne. Bazując na dotychczasowych wynikach uzyskiwanych w randomizowanych badaniach wysokiej jakości spodziewano się zaobserwować wpływ czasu aplikacji [16, 143, 172] oraz czynnika terapeutycznego [9, 125, 186] na parametry biomechaniczne tkanki mięśniowo-powięziowej. Autor pracy, przyjmując wspomniany powyżej paradygmat terapeutyczny (stojący w kontraście do treningowego), spodziewał się w następstwie interwencji zmniejszenia wartości parametrów SZ, T, CZ po zastosowaniu FR oraz równoczesnego zwiększenia się wartości parametru De [83].

Jak wynika z powyższego opisu analiza obu wymienionych czynników mogła posłużyć także do określenia mechanizmów fizjologicznych odpowiedzialnych za rezultaty uzyskiwane przez innych autorów. Dodatkową szansą na poznanie właściwych przyczyn występowania zmian był autorski pomysł stworzenia „mapy analizowanych punktów mięśniowo-powięziowych” („mapa” została szczegółowo opisana w podrozdziałach: 4.7.3 *Analiza różnic pomiędzy punktami* oraz 4.8 *Podsumowanie wyników*, a także przedstawiona w formie graficznej na rycinach 10-14), który dawał szansę na rozpoznanie wewnętrznych procesów regulacyjnych; lokalnych, aktywowanych tylko w miejscu aplikacji FR oraz odległych, zależnych od bardziej ogólnoustrojowych wpływów (nerwowych, naczyniowych, itp.). W tym kontekście spodziewano się zaobserwować istotne zmiany parametrów biomechanicznych nie tylko lokalnie ale również w oddaleniu od miejsca aplikacji, przynajmniej dla niektórych interwencji (RUCH i ROL).

5.3 Wyniki eksperymentu w świetle założeń

Pomimo przyjęcia przedstawionych wyżej, restrykcyjnych założeń oraz chęci wprowadzenia porządku w sferze wiedzy dotyczącej FR, należy stwierdzić, iż otrzymane wyniki nie tylko nie doprowadziły do realizacji tego celu, ale wręcz, zwiększyły istniejący poziom chaosu.

5.3.1 Różnice wewnątrzgrupowe

Nie zaobserwowano istotnych różnic w wartościach biomechanicznych pomiędzy badaniem końcowym i wyjściowym dla żadnej z badanych grup (brak istotnych różnic wewnątrzgrupowych). Wyniki otrzymywane przez autorów prac są rozbieżne w opisywanym aspekcie. W celu zachowania przejrzystości tekstu najpierw przedstawione zostaną wyniki badań sprzeczne z tymi osiągniętymi w niniejszym eksperymencie; w pierwszej kolejności te, przeprowadzane z użyciem narzędzia MyotonPRO, a następnie z użyciem innych narzędzi do pomiaru parametrów biomechanicznych tkanki mięśniowo-powięziowej. W dalszej kolejności przedstawione zostaną wyniki badań zgodne z przedstawionymi tutaj. Także i w tym przypadku w pierwszej kolejności zostaną zaprezentowane rezultaty eksperymentów przeprowadzanych z użyciem narzędzia MyotonPRO, a następnie z użyciem innych narzędzi.

Wyniki otrzymane w niniejszym eksperymencie są sprzeczne z uzyskanymi w kilku innych pracach łączących narzędzie pomiarowe MyotonPRO z FR. Chang i wsp. zaobserwowali bowiem zmniejszenie sztywności w obszarze głowy bocznej i przyśrodkowej mięśnia brzuchatego łydki, ale nie w punkcie pomiarowym położonym na przebiegu ścięgna Achillesa [23]. Szczególnie ważny wydaje się istotny efekt, jaki autorzy zaobserwowali bezpośrednio w miejscu rolowania, w obrębie brzośca bocznego mięśnia brzuchatego łydki (zmniejszenie parametru sztywności o 13,3%). Ponieważ przedstawiona przez Changa i wsp. sylwetka badanego w trakcie rolowania jest niemal identyczna z zastosowaną w niniejszej pracy, można było spodziewać się podobnych wyników. Niestety, pomimo zbieżnej metodyki rolowania, takich zależności nie udało się zaobserwować.

Wyniki otrzymane w niniejszym eksperymencie są częściowo rozbieżne także z tymi otrzymanymi przez Baumgarta i wsp. [9]. W swojej pracy autorzy ci na skutek aplikacji FR w obrębie mięśni czworogłowego uda oraz brzuchatego łydki uzyskali zmniejszenie parametru sztywności mierzonego w obrębie mięśnia czworogłowego uda (rolowanie w pozycji podparcia przodem na przedramionach) natomiast, w opozycji do Changa i wsp., nie odnotowali istotnych statystycznie zmian tego parametru po aplikacji FR w obszarze głowy przyśrodkowej mięśnia brzuchatego łydki oraz punkcie położonym pomiędzy ścięgnem Achillesa i kostką boczną (rolowanie w pozycji zbliżonej do siadu prostego). W tym przypadku można zauważyć także pewne podobieństwa pomiędzy wynikami Baumgarta i wsp. a rezultatami opisywanymi w niniejszej pracy. Autorzy, stosując podobną pozycję ciała w trakcie aplikacji FR w obrębie tylnej taśmy mięśniowo-powięziowej nie odnotowali istotnych zmian w parametrze sztywności w miejscu rolowania (m. brzuchaty) oraz w obrębie odległych punktów położonych na przebiegu tej taśmy.

Z użyciem innych narzędzi także notowano istotny wpływ FR na parametry biomechaniczne tkanek, co jest sprzeczne z wynikami niniejszych badań. Ciekawe rezultaty uzyskali Wilke i wsp. [186], którzy zarejestrowali zmniejszenie wartości sztywności w badaniu autorskim indentometrem niezależnie od szybkości rolowania, natomiast nie zaobserwowali istotnych zmian zakresu ruchu po aplikacji FR. Takie wyniki poddają wątpliwość negatywną korelację zaobserwowaną przez Changa i wsp. pomiędzy zakresem ruchu i sztywnością tkanki mięśniowo-powięziowej [23]. Mający solidne dowody naukowe efekt krótkotrwałego

zwiększenia zakresu ruchu po zastosowaniu FR nie musi być związany (lub nie zawsze) ze zmniejszeniem sztywności tkanki mięśniowo-powięziowej.

Badanie punktów znajdujących się w obrębie taśmy tylnej mięśniowo-powięziowej przeprowadził także Morales Artacho i wsp. [125]. Używając do pomiaru elastografii ultradźwiękowej autorzy zaobserwowali w swoich badaniach zmniejszenie sztywności po zastosowaniu FR w obrębie mięśni grupy kulszowo-goleniowej. Warto zwrócić uwagę, że obserwowane różnice pomiędzy pomiarem końcowym i wyjściowym zależały od badanego mięśnia: istotne różnice zaobserwowano dla mięśni półścięgnistego oraz półbłoniastego, ale nie dla głowy długiej mięśnia dwugłowego uda. Brak istotnych różnic w przypadku ostatniego z wymienianych mięśni także stanowi pewien element wspólny z rezultatami uzyskanymi w niniejszej pracy, jednak pomiary parametrów biomechanicznych nie były prowadzone w niej w obrębie wszystkich mięśni kulszowo-goleniowych. Wybiórcze oddziaływanie FR na poszczególne mięśnie było widoczne również w rezultatach prezentowanych przez innych autorów. Reiner i wsp. [147] użyli w swych badaniach elastografii ultradźwiękowej do zweryfikowania wpływu FR na sztywność tkanki mięśniowo-powięziowej mięśnia czworogłowego uda. Pomimo odrębnego rolowania jego trzech składowych elementów (m. prosty uda, m. obszerny boczny, m. obszerny przysrodkowy), istotny wpływ zaobserwowano wyłącznie w przypadku mięśnia prostego uda, co także może wskazywać na specyficzną podatność niektórych obszarów/mięśni na działanie FR.

Nie wszyscy autorzy przedstawiają w swoich pracach rezultaty sprzeczne z wynikami badań własnych. Spośród tych z użyciem narzędzia MyotonPRO pod względem różnic wewnątrzgrupowych podobne rezultaty otrzymał Schroeder w dwóch pracach przeprowadzanych z różnymi zespołami. W jednym z opublikowanych badań Schroeder i wsp. nie odnotowali zmian istotnych statystycznie w obrębie badanych parametrów [156], natomiast w drugim wartości zmian nie przekroczyły zakładanej najmniejszej wykrywalnej różnicy [159]. W pierwszej z wymienianych prac autorzy analizowali aż trzy parametry MyotonPRO (F, SZ, S) co jest rzadkością w badaniach z wykorzystaniem tego narzędzia do analizy efektów aplikacji FR. Podobnie jak w niniejszej pracy, Schroeder i wsp. nie zaobserwowali istotnych statystycznie zmian pomiędzy badaniem końcowym i wyjściowym dla żadnego z parametrów [156].

Autorzy używający innych narzędzi pomiarowych także odnotowywali podobne rezultaty FR, nie obserwując istotnych zmian wewnątrzgrupowych wśród analizowanych parametrów biomechanicznych. W badaniu z użyciem tensomiografii Martínez-Cabrera i Núñez-Sánchez [114] nie zaobserwowali istotnych zmian sztywności w rolowanej kończynie choć prezentowane przez nich wyniki wskazują na istotne zmiany w kontralateralnej, nierolowanej kończynie. Pomimo podjęcia ważnego aspektu analizy obu kończyn trudno o bezpośrednie porównanie tych zaskakujących wyników z rezultatami niniejszej pracy. W żadnej ze stawianych na wstępie hipotez własnych nie spodziewano się, żeby FR wyzwalalo efekty kontralateralne, ale nie w miejscu aplikacji. Martínez-Cabrera i Núñez-Sánchez słusznie wskazują w konkluzjach swej pracy, że osiągnięty przez nich rezultat skłania do dalszych badań. W badaniu pilotażowym Schroeder i wsp. [158] także nie odnotowali istotnych zmian w sztywności mierzonej z użyciem tensomiografii w obrębie głowy długiej mięśnia dwugłowego uda. Po raz kolejny w literaturze można zatem zaobserwować nieudaną próbę wykazania wpływu FR na parametry biomechaniczne tego konkretnego mięśnia. Być może przyczyn tego zjawiska należy dopatrywać się w specyfice samej struktury poddawanej FR.

5.3.2 Różnice międzygrupowe dla czynnika CZAS

Idąc dalej, nie zaobserwowano istotnych różnic międzygrupowych dla czynnika CZAS. W związku z tym nie można stwierdzić, że wartości zmian analizowanych parametrów biomechanicznych wykazują zróżnicowanie zależne od czasu interwencji. Przeglądy systematyczne wskazują natomiast, że dawka może mieć istotny wpływ na rezultaty FR [165], choć w niektórych spośród nich zwraca się uwagę na konieczność dalszych badań [10]. Warto przyjrzeć się najważniejszym pracom, które wskazują na istotny wpływ tego czynnika lub tendencje bliskie osiągnięcia poziomu istotności statystycznej. W tym celu należy wziąć pod uwagę zarówno mniej liczne prace z użyciem FR, jak i solidnie przeprowadzone badania z użyciem ręcznego wałka do samodzielnego masażu. Spośród prac porównujących wpływ aplikacji FR o różnym czasie trwania na zakres ruchu należy zwrócić uwagę na wyniki opublikowane przez Phillipsa i wsp. w 2021 roku (dostępne on-line już w 2019 roku). Autorzy porównali grupę aplikującą FR przez 1 minutę z grupą rolującą przez 5 minut oraz grupą kontrolną. Dwie pierwsze grupy uzyskały istotne różnice w zakresach ruchu stawu kolanowego po zastosowaniu FR ($P < 0,01$) [143].

Na szczególną uwagę zasługuje ostatnia praca Schroedera i wsp. [159]. W pracy z 2021 roku autorzy porównali protokoły FR o objętości 2×60 sekund i 2×180 sekund. Zaobserwowano istotny wpływ długości czasu rolowania FR na przekrwienie tkanek ($P=0,013$) oraz wykazano zależność tego wpływu od czasu rolowania (przekrwienie było większe w grupie rolującej dłużej). Jeżeli chodzi o wpływ na parametry biomechaniczne mierzone z pomocą narzędzia MyotonPRO, zaobserwowano istotny wpływ czynnika interwencji FR ($P=0,003$), oraz czynnika czasu ($P=0,015$), jednak nie dla interakcji tych czynników. Spośród czynnika interwencji FR jedynie w obrębie krótszego czasu aplikacji zaobserwowano istotność statystyczną ($P=0,026$), choć wielkość efektu okazała się znikoma ($\Delta = -1,6\%$; -4 N/m) i nie przekroczyła wartości najmniejszej wykrywalnej różnicy (31,5 N/m). Obserwacja zmian w przekrwieniu tkanek po FR jest rzadkością, ponieważ autorzy niechętnie podejmują ten temat. Do tej pory podobne obserwacje miał Hotfiel i wsp. [70], a przeciwne Casanova i wsp. [20]. Przekrwienie tkanek byłoby mechanizmem świetnie tłumaczącym chwilowe zmiany obserwowane po zastosowaniu FR. W przypadku dalszych analiz dotyczących zmian tego typu należałoby podjąć badania nie tylko nad długością czasu aplikacji, ale także szybkością rolowania. Autorzy wskazują, że zmiany wartości parametrów biomechanicznych mogłyby być większe przy wolniejszej stymulacji przypominającej statyczną kompresję ischemiczną, jednakże nie znalazło to jeszcze potwierdzenia w badaniach.

W pracach dotyczących rolowania z użyciem sprzętu przypominającego FR (ręczny masażer przedstawiany jest aktualnie w literaturze odrębnie od FR, jednak na początkowym etapie obie terapie były zestawiane razem [10]), obserwowano wpływ czynnika czasu na uzyskiwane efekty terapii, chociaż zazwyczaj odnotowywano tendencje zbliżoną do progu istotności statystycznej [16, 143, 172]. Spośród prac opisujących wyniki uzyskiwane za pomocą ręcznego masażera szczególnie obiecujące są te zaprezentowane przez Bradburego-Squiresa i wsp. [16]. Znamienny dla tych badań jest fakt zastosowania stałego obciążenia ręcznym masażerem wynoszącego 25% masy ciała. W takich warunkach uzyskano większy wzrost zakresu ruchu w stawie kolanowym po zabiegu rolowania aplikowanego na mięsień czworogłowy uda w pięciu seriach przez 60 sekund (+16% zakresu ruchu) w porównaniu do pięciu serii 20-sekundowej aplikacji (+10% zakresu ruchu). Choć, z powodu niewielkiej liczebności grup różnica nie przekroczyła progu

istotności statystycznej ($P=0,08$), to wyraźna tendencja wskazywała na istnienie wpływu dawki czasu rolowania i konieczność dalszych badań. Także w pracy Sullivana i wsp. [172] zastosowano ucisk o stałej wartości (13kg). Prócz tego faktu, poruszana praca jest warta uwagi jeszcze z dwóch powodów. Pierwszym jest fakt uzyskania istotnej poprawy zakresu ruchu już przy zastosowaniu 5- oraz 10-sekundowej aplikacji ($P=0,0001$), a drugim fakt zaobserwowania niemal istotnej tendencji dla zmian zakresu w przypadku dłuższego rolowania ($P=0,069$). Wobec obserwowanych rezultatów trudno jednoznacznie orzec, czy istnieją bezwzględne wartości czynnika czasu, po których można spodziewać się dodatkowego wpływu aplikacji, skoro zakres ruchu poprawia się już po pierwszych pięciu sekundach.

Wśród przywoływanych prac, w których analizowane były parametry biomechaniczne tkanki mięśniowo-powięziowej (oprócz jednej z prac Schroedera i wsp. [159] wymienionej powyżej), w protokołach po wdrożeniu których odnotowano istotne różnice zastosowano: 3×60 sekund rolowania [23, 147], 4×45 s [186], 2×30 powtórzeń (niestety autorzy pracy nie podali wartości czasu) [9] oraz 11×60 s [125]. Jeżeli chodzi o prace, w których nie odnotowano istotnych różnic w parametrach biomechanicznych, autorzy stosowali: 3×60 s [158], 2×45 s [156], 2×15 s [114]. Na podstawie pobieżnej analizy przytaczanych protokołów można wnioskować, że nie ma konkretnej wartości lub przedziału czasowego dającego powtarzalne wyniki. Na podstawie dostępnych danych także prace uznające jako miarę dawki nie sam czas, ale ilość wykonanych serii FR (zastosowanie wielu serii jest korzystniejsze od pojedynczej serii [165]) można poddać w wątpliwość.

5.3.2 Różnice międzygrupowe dla czynnika INTERWENCJA

Wartości analizowanych parametrów biomechanicznych nie wykazały zróżnicowania międzygrupowych pod względem zastosowanych interwencji. Oznacza to, że żadna z wartości zmiennej INTERWENCJA (SIAD, RUCH, ROL) nie wpłynęła istotnie na parametry biomechaniczne tkanki mięśniowo-powięziowej bardziej niż inna. Na bazie dostępnych danych nie można stwierdzić, że efekt rolowania różni się od efektu zastosowania samej pozycji (siadu) oraz ruchu (siad + ruch) jeśli chodzi o wpływ na analizowane parametry biomechaniczne tkanki mięśniowo-powięziowej. Pozycja siadu była czasami traktowana przez autorów jako kontrolna. Spośród naukowców analizujących wpływ FR na parametry

biomechaniczne, dwóch użyło podobnej interwencji w grupie kontrolnej. Chang i wsp. użyli pięciominutowego „odpoczynku w siadzie” jako alternatywy dla rolowania, jednak nie sprecyzowali sposobu, w jaki siadały osoby z tej grupy [23]. Ponieważ autorzy w swojej pracy skupili się na analizie mięśnia brzuchatego należącego do taśmy tylnej, dodatkowa informacja na temat rodzaju siadu w grupie kontrolnej byłaby niezwykle ważna i mogłaby stanowić podstawę do porównania z siadem prostym. Siad jako interwencje kontrolną zastosował także Wilke i wsp. [186], jednakże, ponieważ aplikacja FR była przeprowadzana w obszarze przedniej części uda, pozycja grupy kontrolnej nijak ma się do tej obserwowanej w grupie eksperymentalnej. Spośród autorów analizujących FR nikt dotychczas nie zbadał wpływu samego ruchu na parametry biomechaniczne. Dane wskazujące na brak istotnych różnic pomiędzy aplikacją FR oraz ruchem przypominającym aplikację FR jednak bez zastosowania wałka mogą stanowić ciekawy obszar do badań w przyszłości.

5.3.3 Różnice międzygrupowe dla „delt”

Różnice zaobserwowane w opisywanej analizie miały szansę dać odpowiedź na pytanie o mechanizmy stojące za ewentualnymi zmianami parametrów biomechanicznych. Wartości zmian parametrów wykazały istotne różnice pomiędzy punktem aplikacji FR oraz punktami odległymi w dwóch przypadkach, jednak obserwowalne różnice nie mają zastosowania praktycznego. Pierwszym z parametrów był tutaj parametr T w grupie SIAD30 w punkcie B_{ND} gdzie obserwowana delta była istotnie większa niż w punkcie aplikowania FR ($P=0,01$; czerwona strzałka na Rycinie 10). Oznacza to, że wartość tłumienia zwiększyła się w istotny sposób bardziej w punkcie pomiarowym na mięśniu brzuchatym łydki kończyny dolnej niedominującej w porównaniu do punktu na mięśniu dwugłowym uda w kończynie dolnej dominującej. Druga istotna różnica została zaobserwowana dla parametru De w grupie RUCH120 w punkcie N_{ND} gdzie delta także była istotnie większa niż w punkcie aplikowania interwencji ($P=0,02$; zielona strzałka na Rycinie 10). W tym przypadku Liczba Debory zwiększyła się w istotny sposób bardziej w punkcie znajdującym się w obszarze mięśnia najdłuższego po stronie niedominującej. Ta obserwacja jest oczywista w większym stopniu niż pierwsza ze względu na występujący czynnik ruchu, dlatego zasługuje na dodatkową interpretację. W grupach, w których czynnikiem interwencji był

ruch, podparcie się na rękach i przesuwanie kończyny dominującej po podłożu wymagało pokonania znacznego oporu. Jednocześnie można stwierdzić, że na skutek przesuwania się kończyny, pomiędzy jej powierzchnią i podłożem dochodziło do tarcia. Z tego powodu logiczny wydaje się wniosek, że w miejscu tarcia należałoby spodziewać się spadku Liczby Debory (lub mniejszych zmian), natomiast w obszarze, gdzie dochodzi do aktywnej, wzmożonej pracy mięśni (w asymetrycznym wzorcu ruchowym takim miejscem był odcinek lędźwiowy po stronie kontralateralnej) można spodziewać się znacznego wzrostu (lub większych zmian) Liczby Debory. Jednocześnie różnice pomiędzy punktami nie były duże lub pojawiały się dopiero pod wpływem przedłużającej się pracy, gdyż nie zostały zaobserwowane w grupie wykonującej krócej ten sam wzorzec ruchowy (RUCH30).

5.4 Podsumowanie

W świetle wyników uzyskanych w niniejszych badaniach nie można potwierdzić hipotez o istotnym wpływie FR na parametry biomechaniczne tkanki mięśniowo-powięziowej. Zastosowanie tej formy samodzielnej terapii nie wywoływało większych zmian niż ruch przypominający FR bez użycia wałka, a nawet z przyjęcie samej pozycji do FR. Nie ulega wątpliwości, że opisywane rezultaty nie przyczyniają się do uporządkowania chaosu istniejącego w tematyce FR oraz terapii tkanek mięśniowo-powięziowych. Brak wpływu intensywnej stymulacji mechanicznej na parametry biomechaniczne tkanek ciała człowieka poddaje w wątpliwość zasadność wielu aspektów pracy z pacjentem w paradygmacie terapeutycznym. Chociaż każda ze szkół terapeutycznych ma własny, specyficzny protokół oddziaływania na tkanki mięśniowo-powięziowe, niniejsza praca wspiera swymi wynikami rezultaty wskazujące na brak bezpośredniego, istotnego wpływu terapeutycznych technik uciskowych na parametry biomechaniczne tkanki mięśniowo-powięziowej. Tym niemniej poczynione obserwacje mogą stanowić wartościowy materiał do analizy i być punktem wyjścia dla przyszłych badań.

Stwierdzony brak istotnych zmian parametrów biomechanicznych nie świadczy o braku jakiegokolwiek wpływu stosowania FR. Przykładowo, badani w niniejszym eksperymencie należeli do grupy wyselekcjonowanej spośród

zdrowych, młodych mężczyzn o umiarkowanej aktywności fizycznej. Otrzymane wyniki mogą być analizowane wyłącznie przez pryzmat osób spełniających kryteria selekcji opisane w rozdziale 3. *Materiał i metody*. Nie można wykluczyć, że osoby z dolegliwościami ze strony narządu ruchu (być może ci o zwiększonej sztywności na skutek owych dolegliwości) zareagowałyby inaczej i po aplikacji FR parametry biomechaniczne, np. sztywność, powróciłyby u nich do poziomu wyjściowego. Doskonałym przykładem takiego zjawiska jest opisywane wcześniej badanie Ketta i Sichtinga [85] wskazujące na potencjalne zastosowanie samodzielnego rolowania w dziedzinie ergonomii pracy.

Kolejnym zagadnieniem, na które warto zwrócić uwagę jest fakt, że rezultaty opisywane w niniejszej pracy NIE stoją w sprzeczności z najlepiej udowodnionymi aspektami oddziaływania FR. Przedmiotem badań nie był bowiem zakres ruchu, na którego wpływ (krótkotrwały) opisywanej terapii jest dość solidnie udokumentowany, czy też pozytywny wpływ na regenerację tkanki lub zmniejszenie bólu mięśniowego.

Ponadto, brak zmian w zakresie parametrów biomechanicznych tkanki mięśniowo-powięziowej rejestrowany u osób zdrowych może okazać się interesujący dla sportowców (poruszających się w paradygmacie treningowym). W sporcie brak takich zmian może stanowić warunek umożliwiający poprawę wyników i/lub ograniczać ryzyko kontuzji (dając możliwość zwiększania zakresu ruchu przed wykonywaniem aktywności o charakterze dynamicznym lub siłowym bez zmiany biomechanicznych właściwości tkanki). Uzyskane wyniki mogą zatem posłużyć jako argument w dyskusji nad wykorzystaniem FR w treningu sportowym.

Na koniec warto zwrócić uwagę także na fakt, że w oparciu o dostępną literaturę oraz własne doświadczenia autor tekstu spodziewał się potwierdzenia istnienia wpływu FR na parametry biomechaniczne tkanki mięśniowo-powięziowej. Z tego względu postawione hipotezy miały charakter afirmatywny. Należy mieć na uwadze, że ich falsyfikacja nie jest równoznaczna z udowodnieniem i przyjęciem hipotez o braku wpływu (istniałoby wówczas wysokie prawdopodobieństwo popełnienia błędu statystycznego II rodzaju). Z tego powodu nie można zupełnie wykluczać istnienia wpływu FR na tkanki mięśniowo-powięziowe, który być może ujawniłby się przy większej liczebności grup.

5.5 Uwagi na temat pomiarów z wykorzystaniem urządzenia MyotonPro.

Przed analizą ograniczeń pracy warto raz jeszcze zwrócić uwagę na specyfikę pomiarów z wykorzystaniem urządzenia MyotonPRO. Nawiązując do wcześniejszych fragmentów pracy, badanie z użyciem tej technologii ma wiele zalet, posiada jednak także istotne ograniczenia. Do pierwszej grupy zaliczyć można prostą obsługę narzędzia, wiarygodne i powtarzalne pomiary oraz możliwość pomiaru parametrów tkanek żywego organizmu. Z drugiej strony, podczas interpretacji wyników należy pamiętać o szczególnie ważnym fakcie istnienia rozbieżności pomiędzy określoną wielkością fizyczną i jej „reprezentacją” w modelu pomiarowym konkretnego narzędzia. Należy pamiętać, że wartość każdego z opisywanych w tej pracy parametrów podlegała pomiarom opartym o model drgającej membrany reprezentowanej przez tkankę odkształcającą się cyklicznie pod wpływem przyłożenia do niej siły. Warto zwrócić uwagę, że model ten nie jest jednak jedynym możliwym, ani nawet klasycznym sposobem pomiaru tychże parametrów. Przykładowo, parametr SZ charakteryzujący sztywność tkanki, jest utożsamiany z tą wielkością fizyczną przez wzgląd na dużą zgodność jego pozyskiwania przez MyotonPRO z fizyczną definicją tej ostatniej. Producent oraz wielu autorów decydują się posługiwać terminem sztywność, ponieważ mają na myśli ten sam parametr oznaczający ekwiwalent klasycznej sztywności, zbliżony do jej klasycznej definicji w wystarczającym stopniu. Najbardziej powszechne narzędzia pomiarowe i modele wraz ze zjawiskami, na których bazują ich pomiary zostały w skrócie scharakteryzowane w podrozdziale *5.1.2 Wykorzystanie odmiennych narzędzi pomiarowych*.

Model pomiarowy narzędzia MyotonPRO można przyrównać do obserwacji drgającej membrany bębna oscylującej po uderzeniu (nagłym, jednorazowym przyłożeniu siły, każdorazowo o tej samej wartości) wokół położenia początkowego. W przypadku obserwacji sztywności wnioski o zmianie jej wartości (lub braku takiej zmiany) dotyczą w swej istocie zmian wartości pewnych parametrów modelu drgającej membrany będących ekwiwalentem klasycznie interpretowanej w fizyce sztywności. Jeśli po użyciu siły o tej samej wartości membrana odkształca się w badaniu końcowym w większym stopniu niż w badaniu wyjściowym (przed zastosowaniem FR), można mówić o zmniejszeniu

sztwności. W przypadku parametru tłumienia (a pośrednio także sprężystości) o jego zmianie mogą świadczyć wzajemne proporcje kolejnych maksymalnych przyspieszeń rejestrowanych w następujących po sobie cyklach podczas drgania membrany (mówiąc inaczej rozpatrywana jest „utrata” tzn. zmniejszanie się wartości przyspieszenia kolejnych drgań, którą te proporcje reprezentują). Opis modelowego poziomego tonusu wykazuje analogię z napinaniem membrany bębna. Zwiększenie jej „napięcia” początkowego daje większą częstotliwość drgań po przyłożeniu siły (bęben wydaje wyższy dźwięk). Podobnie, zwiększenie ilości wychwiał mierzonych w tej samej jednostce czasu, oznaczanych w niniejszej pracy parametrem CZ, opisywane jest w literaturze jako zwiększenie wartości tonusu. Najbardziej złożony i najmniej intuicyjny parametr De, nazwany przez twórców narzędzia MyotonPRO pełzaniem (nie posiadającym niestety żadnego związku z pełzaniem w klasycznym rozumieniu fizycznym), został scharakteryzowany przez autora pracy jako Liczba Debory, ze względu na ograniczony czasowo charakter pomiaru, w którym *de facto* porównywane są czas odkształcenia membrany oraz czas jej powrotu do położenia wyjściowego podczas pierwszej z zainicjowanych oscylacji.

W związku z powyższym, podczas analizy wyników niniejszej pracy należy mieć na uwadze, że dotyczą one pewnego wycinka rzeczywistości zarejestrowanego z pomocą konkretnego narzędzia i interpretowanego z wykorzystaniem określonego modelu fizycznego. Autor pracy nie uzurpuje sobie prawa do definitywnego orzekania na podstawie jednej metody pomiaru o braku zmian parametrów biomechanicznych tkanki mięśniowo-powięziowej i nie wyklucza istnienia wpływu FR na ich wartości rejestrowane z pomocą innych narzędzi. Świadomość tego faktu może być przydatna i pozwala z większą ciekawością spojrzeć na korelacje pomiędzy poszczególnymi narzędziami. Dane te, opisane w skrócie w podrozdziale 3.2.1 *Narzędzie pomiarowe - MyotonPRO*, częściowo zapełniają lukę poznawczą dotyczącą instrumentów pomiarowych oraz wskazują na to, że parametry poddane analizie w różnych modelach mają ze sobą wiele wspólnego, a ich wyniki mogą być ze sobą zestawiane z zachowaniem właściwej dozy ostrożności oraz świadomością, jaki model został w pomiarach wykorzystany.

5.6 Ograniczenia pracy

W tym podrozdziale zostaną przedstawione ograniczenia pracy, które mogły wpłynąć na uzyskane rezultaty. Ograniczenia ogólne odnoszą się do założeń wstępnych, natomiast ograniczenia szczegółowe dotyczą metodologii przeprowadzania eksperymentu.

Najważniejsze ograniczenie wynika bezpośrednio z liczebności grup. Wykorzystana liczebność grup była właściwa dla postawionych hipotez afirmatywnych. Liczebność tych samych grup nie jest jednak wystarczająca do przyjęcia hipotez negatywnych i nie uprawnia do orzekania o braku istotnego wpływu FR na parametry biomechaniczne tkanki mięśniowo-powięziowej z powodu dużego ryzyka wystąpienia błędu II rodzaju.

Niemal równie ważnym ograniczeniem związanym bezpośrednio z celowym doбором do grup jest fakt przeprowadzenia eksperymentu na zdrowych, młodych mężczyznach. Według wiedzy autora żaden z badanych nie posiadał istotnych ograniczeń w obrębie narządu ruchu, a rolowanie nie było dla żadnego z nich szczególnie bolesne. Z tego powodu należy unikać ekstrapolacji wyników badań na inne grupy.

Kolejnym aspektem istotnym w opinii autora badań jest ich rozpiętość czasowa obejmująca różne pory roku. Do tej pory brakuje doniesień związanych z pomiarem parametrów biomechanicznych z pomocą narzędzia MyotonPRO po oddziaływaniu za pomocą ciepła lub niskiej temperatury. Pomimo że, w trakcie pomiarów w laboratorium panowała podobna temperatura przez cały okres badań, to można się spodziewać, że osoby przychodzące na badania zimą posiadały inne „tło termiczne” niż badani latem (różnica temperatury zewnętrznej mogła wynosić nawet ok. 30 stopni Celsjusza). W takim wypadku, gdyby za zmianami obserwowanymi po FR stały mechanizmy związane z przekrwieniem i podniesieniem temperatury tkanek w trakcie aplikacji, mogłyby one przebiegać zupełnie inaczej zimą i latem. Warto byłoby zweryfikować czy przebywanie w różnych temperaturach (np. -10 oraz 20 stopni Celsjusza) samo w sobie nie stanowi istotnego czynnika zakłócającego. Kolejne badania należałoby wówczas programować w ten sposób, żeby odbywały się w jednym sezonie i wyjściowa temperatura ciała była podobna u wszystkich badanych, choć z pewnością przysporzyłoby to wielu problemów organizacyjnych.

Wśród ograniczeń szczegółowych należy wyróżnić tempo rolowania. Warto zwrócić uwagę, że wśród autorów kontrolujących tempo metronomem, rzadkością jest opis co dokładnie rozumie się przez pojedyncze rolowanie realizowane w danym tempie. Przykładowo Mohr i wsp. [123] podaje wprost, że ruch dystalny (oddalanie wałka) i proksymalny (zbliżanie wałka) traktował jako osobne cykle (ruch „tam i z powrotem” zawiera dwa cykle w tempie 60 *bpm*) natomiast Sullivan i wsp. [172] podają wartość tempa 120 *bpm* opisując ruch w obu kierunkach (ruch „tam i z powrotem” opisywany jest jako jeden cykl lecz tak naprawdę zawiera dwa uderzenia metronomu w opisywanym tempie). W wielu pracach wartość tempa nie jest opisywana lub nie posiada dodatkowego opisu, z którego można wnioskować o zależnościach pomiędzy cyklem i tempem, co utrudnia porównanie opisywanego parametru pomiędzy pracami. Autor niniejszej pracy użył tempa, które należy rozpatrywać jako „powolne” (15 *bpm* w jedną stronę wyznaczane przez 4 uderzenia metronomu ustawionego na 60 *bpm*). Wybór takiej wartości był podyktowany chęcią zbliżenia się do statycznych technik terapeutycznych (ischemicznego ucisku). Tylko jedno dostępne badanie wysokiej jakości wskazuje na brak istotnych różnic pomiędzy „szybkim” rolowaniem (60 *bpm*), a „wolnym” (6 *bpm*) [186]. We wczesnych pracach dotyczących FR i ręcznego masażera opierano się na średnim i dużym tempie rolowania (50-120 *bpm*) [123, 140, 172]. Spośród autorów, którzy użyli powolnego tempa aplikacji FR Morales Artacho i wsp. (27 *bpm*) odnotowali niewielkie, krótkotrwałe zmniejszenie sztywności na progu istotności statystycznej [125], a Martínez-Cabrera i Núñez-Sánchez (30 *bpm*) odnotowali zmniejszenie sztywności w kończynie nie poddanej zabiegowi (niedominującej) ale nie w rolowanej (dominującej) [114]. Nie można wykluczać, że powolne rolowanie wpłynęło na rezultaty przedstawiane w niniejszej pracy. W przyszłości wartościowe byłoby wprowadzenie także czynnika TEMPO dla zweryfikowania potencjalnych różnic pomiędzy szybką i powolną aplikacją FR.

W kontekście ograniczeń należy także wspomnieć o samym narzędziu pomiarowym MyotonPRO. Oprócz licznych jego zalet opisywanych w niniejszej pracy, do słabych punktów należy z pewnością brak możliwości rozróżnienia „udziału” poszczególnych tkanek (tłuszczowej, mięśniowej, łącznej (w tym skóry)) w badanym punkcie pomiarowym. Badanie fałdu skórnoego stosowane do weryfikacji kryteriów selekcji ujawniło, że tkanka skórna i podskórna różnią się międzyosobniczo nawet wśród badanych, którzy spełnili wymogi konieczne do

wzięcia udziału w eksperymencie. Dodatkowo badanie z użyciem FR z natury obejmuje swoim pomiarem powierzchowne tkanki mięśniowo-powięziowe. Wprawdzie w obrębie tych tkanek w dużym stopniu powinny zachodzić zmiany po aplikacji FR, jednak niewątpliwie ocena tkanek jest ograniczona i może być zależna od obszaru ciała oraz kompozycji poszczególnych warstw tkanek.

Ostatnim z ograniczeń pracy jest pozycja pomiarowa. Trudno orzec, jakie rezultaty przyniosłaby identyczna aplikacja FR w przypadku zastosowania narzędzia MyotonPRO w pozycji stojącej badanego zamiast pozycji leżącej. Być może zmiany w parametrach ujawniłyby się w przypadku stabilizacyjnej aktywności mięśniowej i, co za tym idzie, oddziaływania większych sił na narząd ruchu. Takie warunki pozwoliłyby także na ocenę, czy pojawiające się doniesienia o „optymalizacji” pracy mięśniowej po zastosowaniu FR są uprawnione.

6. Wnioski

1. Wartości poddanych ocenie parametrów biomechanicznych tkanki mięśniowo-powięziowej nie uległy zmianie po zastosowaniu FR dla grupy mięśni kulszowo-goleniowych dominującej kończyny dolnej w obrębie poszczególnych grup badawczych (brak istotnych różnic wewnątrzgrupowych) zarówno lokalnie w miejscu interwencji, jak i ogólnoustrojowo, w punktach oddalonych od miejsca interwencji.

Hipoteza zweryfikowana negatywnie.

2. Wartości parametrów biomechanicznych nie wykazały zróżnicowania zależnego od czasu trwania interwencji (brak istotnych różnic międzygrupowych dla czynnika CZAS (30 s vs. 120 s)).

Hipoteza zweryfikowana negatywnie.

3. Wartości parametrów biomechanicznych nie wykazały zróżnicowania zależnego od czynnika terapeutycznego obecnego w interwencji (brak istotnych różnic międzygrupowych dla czynnika INTERWENCJA (SIAD vs. RUCH vs. ROL)).

Hipoteza zweryfikowana negatywnie.

4. Wielkość zmian wartości parametrów biomechanicznych pomiędzy punktem interwencji a punktami odległymi od niego wykazała zróżnicowanie jedynie w dwóch wypadkach, bez żadnej wartości merytorycznej. Różnice te należy uznać za przypadkowe, co decyduje o falsyfikacji postawionej hipotezy.

Hipoteza zweryfikowana negatywnie.

7. Bibliografia

1. Abboud J, Lardon A, Boivin F, Dugas C, Descarreaux M (2017) Effects of muscle fatigue, creep, and musculoskeletal pain on neuromuscular responses to unexpected perturbation of the trunk: A systematic review. *Front Hum Neurosci* 10:1–16. doi: 10.3389/fnhum.2016.00667
2. Aboodarda S, Spence A, Button DC (2015) Pain pressure threshold of a muscle tender spot increases following local and non-local rolling massage. *BMC Musculoskelet Disord* 16. doi: 10.1186/s12891-015-0729-5
3. Adamczyk JG, Gryko K, Boguszewski D (2020) Does the type of foam roller influence the recovery rate, thermal response and DOMS prevention? *PLoS One* 15:1–14. doi: 10.1371/journal.pone.0235195
4. Agyapong-Badu S, Warner MB, Samuel D, Koutra V, Stokes M (2021) Non-Invasive Biomarkers of Musculoskeletal Health with High Discriminant Ability for Age and Gender. *J Clin Med* 10:1352. doi: 10.3390/jcm10071352
5. Agyapong-Badu S, Warner MB, Samuel D, Stokes M (2016) Measurement of ageing effects on muscle tone and mechanical properties of rectus femoris and biceps brachii in healthy males and females using a novel hand-held myometric device. *Arch Gerontol Geriatr* 62:59–67. doi: 10.1016/j.archger.2015.09.011
6. Amirova LE, Plehuna A, Rukavishnikov I V., Saveko AA, Peipsi A, Tomilovskaya ES (2021) Sharp Changes in Muscle Tone in Humans Under Simulated Microgravity. *Front Physiol* 12:1–12. doi: 10.3389/fphys.2021.661922
7. Arroyo-Morales M, Olea N, Martinez M, Moreno-Lorenzo C, Daz-Rodriguez L, Hidalgo-Lozano A (2008) Effects of Myofascial Release After High-Intensity Exercise: A Randomized Clinical Trial. *J Manipulative Physiol Ther* 31:217–223. doi: 10.1016/j.jmpt.2008.02.009
8. Barnes MF (1997) The basic science of myofascial release : morphologic change in connective tissue. *J Bodyw Mov Ther* 1:231–238. doi: 10.1016/S1360-8592(97)80051-4.
9. Baumgart C, Freiwald J, Kühnemann M, Hotfiel T, Hüttel M, Hoppe M (2019) Foam Rolling of the Calf and Anterior Thigh: Biomechanical Loads and Acute Effects on Vertical Jump Height and Muscle Stiffness. *Sports* 7:27. doi: 10.3390/sports7010027
10. Beardsley C, Škarabot J (2015) Effects of self-myofascial release: A systematic review. *J Bodyw Mov Ther* 19:747–758. doi: 10.1016/j.jbmt.2015.08.007
11. Behm DG, Wilke J (2019) Do Self-Myofascial Release Devices Release Myofascia? Rolling Mechanisms: A Narrative Review. *Sport Med* 49:1173–1181. doi: 10.1007/s40279-019-01149-y

12. Belsky DW, Caspi A, Houts R, Cohen HJ, Corcoran DL, Danese A, Harrington H, Israel S, Levine ME, Schaefer JD, Sugden K, Williams B, Yashin AI, Poulton R, Moffitt TE (2015) Quantification of biological aging in young adults. *Proc Natl Acad Sci U S A* 112:E4104–E4110. doi: 10.1073/pnas.1506264112
13. Bizzini M, Mannion AF (2003) Reliability of a new, hand-held device for assessing skeletal muscle stiffness. *Clin Biomech* 18:459–461. doi: 10.1016/S0268-0033(03)00042-1
14. Bloch RJ, Gonzalez-Serratos H (2003) Lateral force transmission across costameres in skeletal muscle. *Exerc Sport Sci Rev* 31:73–78. doi: 10.1097/00003677-200304000-00004
15. Bohm S, Mersmann F, Arampatzis A (2015) Human tendon adaptation in response to mechanical loading: a systematic review and meta-analysis of exercise intervention studies on healthy adults. *Sport Med - Open* 1. doi: 10.1186/s40798-015-0009-9
16. Bradbury-Squires DJ, Nofthall JC, Sullivan KM, Behm DG, Power KE, Button DC (2015) Roller-massager application to the quadriceps and knee-joint range of motion and neuromuscular efficiency during a lunge. *J Athl Train* 50:133–140. doi: 10.4085/1062-6050-49.5.03
17. Bravo-Sánchez A, Abián P, Sánchez-Infante J, Esteban-Gacia P, Jiménez F, Abián-Vicén J (2021) Objective assessment of regional stiffness in vastus lateralis with different measurement methods: A reliability study. *Sensors* 21. doi: 10.3390/s21093213
18. Burgess KE, Connick MJ, Graham-Smith P, J. PS (2007) Plyometric vs. isometric training influences on tendon properties and muscle output. *J Strength Cond Res* 21:986–989
19. Cantu RI, Grodin AJ, Stanborough RW (2012) *Myofascial manipulation : theory and clinical application*. Pro-Ed International Publishers, Austin, Texas
20. Casanova N, Reis JF, Vaz JR, Machado R, Mendes B, Button DC, Pezarat-Correia P, Freitas SR (2018) Effects of roller massager on muscle recovery after exercise-induced muscle damage. *J Sports Sci* 36:56–63. doi: 10.1080/02640414.2017.1280609
21. Cattalini M, Khubchandani R, Cimaz R (2015) When flexibility is not necessarily a virtue: A review of hypermobility syndromes and chronic or recurrent musculoskeletal pain in children. *Pediatr Rheumatol* 13:1–9. doi: 10.1186/s12969-015-0039-3
22. Cavanaugh MT, Döweling A, Young JD, Quigley PJ, Hodgson DD, Whitten JHD, Reid JC, Aboodarda SJ, Behm DG (2017) An acute session of roller massage prolongs voluntary torque development and diminishes evoked pain. *Eur J Appl Physiol* 117:109–117. doi: 10.1007/s00421-016-3503-y

23. Chang TT, Li Z, Zhu YC, Wang XQ, Zhang ZJ (2021) Effects of Self-Myofascial Release Using a Foam Roller on the Stiffness of the Gastrocnemius-Achilles Tendon Complex and Ankle Dorsiflexion Range of Motion. *Front Physiol* 12. doi: 10.3389/fphys.2021.718827
24. Chau JY, Grunseit AC, Chey T, Stamatakis E, Brown WJ, Matthews CE, Bauman AE, Van Der Ploeg HP (2013) Daily sitting time and all-cause mortality: A meta-analysis. *PLoS One* 8:e80000. doi: 10.1371/journal.pone.0080000
25. Chaudhry H, Schleip R, Ji Z, Bukiet B, Maney M, Findley T (2008) Three-dimensional mathematical model for deformation of human fasciae in manual therapy. *J Am Osteopath Assoc* 108:379–390. doi: 10.7556/jaoa.2008.108.8.379
26. Cheatham SW, Baker R (2017) Differences in pressure pain threshold among men and women after foam rolling. *J Bodyw Mov Ther* 21:978–982. doi: 10.1016/j.jbmt.2017.06.006
27. Cheatham SW, Kolber MJ, Cain M, Lee M (2015) The Effects of Self-Myofascial Release Using a Foam Roll or Roller Massager on Joint Range of Motion, Muscle Recovery, and Performance: a Systematic Review. *Int J Sports Phys Ther* 10:827–38
28. Cheatham SW, Stull KR (2018) Roller Massage: a Commentary on Clinical Standards and Survey of Physical Therapy Professionals- Part 1. *Int J Sports Phys Ther* 13:763–772. doi: 10.26603/ijspt20180763
29. Cheatham SW, Stull KR (2019) Roller massage: Comparison of three different surface type pattern foam rollers on passive knee range of motion and pain perception. *J Bodyw Mov Ther* 23:555–560. doi: 10.1016/j.jbmt.2019.05.002
30. Chuang LL, Wu CY, Lin KC, Lur SY (2012) Quantitative mechanical properties of the relaxed biceps and triceps brachii muscles in patients with subacute stroke: A reliability study of the Myoton-3 myometer. *Stroke Res Treat* 2012. doi: 10.1155/2012/617694
31. Cole G (2018) The Evidence Behind Foam Rolling : A Review. *Sport Olympic-Paralympic Stud J* 3:194–206
32. Couture G, Karlik D, Glass SC, Hatzel BM (2015) The Effect of Foam Rolling Duration on Hamstring Range of Motion. *Open Orthop J* 9:450–455. doi: 10.2174/1874325001509010450
33. Curran PF, Fiore RD, Crisco JJ (2008) A comparison of the pressure exerted on soft tissue by 2 myofascial rollers. *J Sport Rehabil* 17:432–442. doi: 10.1123/jsr.17.4.432
34. Czyrny Z (2012) Nowe spojrzenie na histologię i anatomię mięśni – wyniki analiz histologicznych , anatomicznych oraz badań ultrasonograficznych. 9–27
35. Dahl M, Hansen P, Stål P, Edmundsson D, Magnusson SP (2011) Stiffness

and thickness of fascia do not explain chronic exertional compartment syndrome. *Clin Orthop Relat Res* 469:3495–3500. doi: 10.1007/s11999-011-2073-x

36. Debruyne DM, Dewhurst MM, Fischer KM, Wojtanowski MS, Durall C (2017) Self-mobilization using a foam roller versus a roller massager: Which is more effective for increasing hamstrings flexibility? *J Sport Rehabil* 26:94–100. doi: 10.1123/jsr.2015-0035
37. Dębski P, Białas E, Gnat R (2019) The parameters of foam rolling, self-myofascial release treatment: A review of the literature. *Biomed Hum Kinet* 11:36–46. doi: 10.2478/bhk-2019-0005
38. Devika R, Koilpillai J (2014) Etiology of Wound Healing and Hypertrophic Scar Formation. *Int J Pharm Sci Heal Care Issue* 3:78–86
39. Dietsch AM, Clark HM, Steiner JN, Solomon NP (2015) Effects of age, sex, and body position on orofacial muscle tone in healthy adults. *J Speech, Lang Hear Res* 58:1145–1150. doi: 10.1044/2015
40. Dischiavi S, Wright AA, Hegedus EJ, Bleakley C (2018) Biotensegrity and myofascial chains: A global approach to an integrated kinetic chain. *Med Hypotheses* 110:90–96. doi: 10.1016/j.mehy.2017.11.008
41. Ditroilo M, Hunter AM, Haslam S, De Vito G (2011) The effectiveness of two novel techniques in establishing the mechanical and contractile responses of Biceps Femoris. *Physiol Meas* 32:1315. doi: <https://doi.org/10.1088/0967-3334/32/8/020>
42. Doessing S, Kjaer M (2005) Growth hormone and connective tissue in exercise. *Scand J Med Sci Sport* 15:202–210. doi: 10.1111/j.1600-0838.2005.00455.x
43. Drummond PD, Knudsen L (2011) Central pain modulation and scalp tenderness in frequent episodic tension-type headache. *Headache* 51:375–383. doi: 10.1111/j.1526-4610.2010.01779.x
44. Duren CM, Cress ME, McCully KK (2008) The influence of physical activity and yoga on central arterial stiffness. *Dyn Med* 7:1–8. doi: 10.1186/1476-5918-7-2
45. Dziubiński M, Kiljański T, Sęk J. (2014) Podstawy teoretyczne i metody pomiarowe reologii. Wydawnictwo Politechniki Łódzkiej, Łódź
46. Earls J, Myers T (2012) Rozluźnianie powięziowe dla równowagi strukturalnej, 1st ed. Wydaw. Wyższej Szkoły Edukacji i Terapii, Poznań
47. Eriksson Crommert M, Lacourpaille L, Heales LJ, Tucker K, Hug F (2015) Massage induces an immediate, albeit short-term, reduction in muscle stiffness. *Scand J Med Sci Sport* 25:e490–e496. doi: 10.1111/sms.12341
48. Erskine RM, Jones DA, Maffulli N, Williams AG, Stewart CE, Degens H (2011) What causes in vivo muscle specific tension to increase following resistance training? *Exp Physiol* 96:145–155. doi:

10.1113/expphysiol.2010.053975

49. Espi-Lopez G V., Ingles M, Carrasco-Fernandez JJ, Serra-Añó P, Copete-Fajardo L, Gonzalez-Gerez JJ, Saavedra-Hernandez M, Marques-Sule E (2022) Effects of Foam Rolling vs. Manual Therapy in Patients with Tension-Type Headache: A Randomized Pilot Study. *J Clin Med* 11:1778. doi: 10.3390/jcm11071778
50. Feng YN, Li YP, Liu CL, Zhang ZJ (2018) Assessing the elastic properties of skeletal muscle and tendon using shearwave ultrasound elastography and MyotonPRO. *Sci Rep* 8:1–9. doi: 10.1038/s41598-018-34719-7
51. Fougeront N, Fleiter B (2018) Temporomandibular disorder and comorbid neck pain: Facts and hypotheses regarding pain-induced and rehabilitation-induced motor activity changes. *Can J Physiol Pharmacol* 96:1051–1059. doi: 10.1139/cjpp-2018-0100
52. Fousekis K, Tsepis E, Poulmedis P, Athanasopoulos S, Vagenas G (2011) Intrinsic risk factors of non-contact quadriceps and hamstring strains in soccer: A prospective study of 100 professional players. *Br J Sports Med* 45:709–714. doi: 10.1136/bjsm.2010.077560
53. Freiwald J, Baumgart C, Kühnemann M, Hoppe MW (2016) Foam-Rolling in Sport und Therapie – Potentieller Nutzen und Risiken. *Sport Orthop Traumatol* 32:267–275. doi: 10.1016/j.orthtr.2016.07.002
54. Gajdosik RL (2001) Passive extensibility of skeletal muscle: Review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech* 16:87–101. doi: 10.1016/S0268-0033(00)00061-9
55. Gapeyeva H, Saksniit K, Sokk J, Ereline J, Rätsepsoo M, Haviko T, Pääsuke M (2012) Influence of home exercise programme on thigh muscle tone and function of knee joint before total knee arthroplasty. *Acta Kinesiologica Univ Tartu* 18:119. doi: 10.12697/akut.2012.18.13
56. Garcia-Bernal MI, Heredia-Rizo AM, Gonzalez-Garcia P, Cortés-Vega MD, Casuso-Holgado MJ (2021) Validity and reliability of myotonometry for assessing muscle viscoelastic properties in patients with stroke: a systematic review and meta-analysis. *Sci Rep* 11:1–12. doi: 10.1038/s41598-021-84656-1
57. Gavronski G, Veraksitš A, Vasar E, Maarros J (2007) Evaluation of viscoelastic parameters of the skeletal muscles in junior triathletes. *Physiol Meas* 28:625–637. doi: 10.1088/0967-3334/28/6/002
58. Ghafouri N, Ghafouri B, Larsson B, Stensson N, Fowler CJ, Gerdle B (2013) Palmitoylethanolamide and stearoylethanolamide levels in the interstitium of the trapezius muscle of women with chronic widespread pain and chronic neck-shoulder pain correlate with pain intensity and sensitivity. *Pain* 154:1649–1658. doi: 10.1016/j.pain.2013.05.002
59. Gilbert I, Gaudreault N, Gaboury I (2022) Exploring the Effects of Standardized Soft Tissue Mobilization on the Viscoelastic Properties,

Pressure Pain Thresholds, and Tactile Pressure Thresholds of the Cesarean Section Scar. *J Integr Complement Med* 00:1–8. doi: 10.1089/jicm.2021.0178

60. Gladwell VF, Fletcher J, Patel N, Elvidge LJ, Lloyd D, Chowdhary S, Coote JH (2005) The influence of small fibre muscle mechanoreceptors on the cardiac vagus in humans. *J Physiol* 567:713–721. doi: 10.1113/jphysiol.2005.089243
61. Gleim GW, McHugh MP (1997) Flexibility and its effects on sports injury and performance. *Sport Med* 24:289–299. doi: 10.2165/00007256-199724050-00001
62. Grabow L, Young JD, Alcock LR, Quigley PJ, Byrne JM, Granacher U, Škarabot J, Behm DG (2018) Higher quadriceps roller massage forces do not amplify range-of-motion increases nor impair strength and jump performance. *J Strength Cond Res* 32:3059–3069. doi: 10.1519/jsc.0000000000001906
63. Grahame R (1999) Joint hypermobility and genetic collagen disorders: Are they related? *Arch Dis Child* 80:188–191. doi: 10.1136/adc.80.2.188
64. Guner S, Alsancak S, Koz M (2015) Effect of two different kinesio taping techniques on knee kinematics and kinetics in young females. *J Phys Ther Sci* 27:3093–3096. doi: 10.1589/jpts.27.3093
65. Halvachizadeh S, Pfeifer R, Kalbas Y, Schuerle S, Cinelli P, Pape HC (2022) Assessment of alternative techniques to quantify the effect of injury on soft tissue in closed ankle and pilon fractures. *PLoS One* 17:e0268359. doi: 10.1371/journal.pone.0268359
66. Hamilton RI, Garden CLP, Brown SJ (2022) Immediate effect of a spinal mobilisation intervention on muscle stiffness, tone and elasticity in subjects with lower back pain – A randomized cross-over trial. *J Bodyw Mov Ther* 29:60–67. doi: 10.1016/j.jbmt.2021.09.032
67. Hawkins D, Lum C, Gaydos D, Dunning R (2009) Dynamic creep and pre-conditioning of the Achilles tendon in-vivo. *J Biomech* 42:2813–2817. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.08.023
68. Hickey JT, Opar DA, Weiss LJ, Heiderscheid BC (2022) Hamstring Strain Injury Rehabilitation. *J Athl Train* 57:125–135. doi: 10.4085/1062-6050-0707.20
69. Hodgson DD, Lima CD, Behm DG (2018) Four weeks of roller massage training did not impact range of motion, pain pressure threshold, voluntary contractile properties or jump performance. *Int J Sports Phys Ther* 13:1–13. doi: 10.26603/ijsp201801
70. Hotfiel T, Swoboda B, Krinner S, Grim C, Engelhardt M, Uder M, Heiss RU (2017) Acute Effects of Lateral Thigh Foam Rolling on Arterial Tissue Perfusion Determined by Spectral Doppler and Power Doppler Ultrasound. *J Strength Cond Res* 31:893–900. doi: 10.1519/JSC.0000000000001641

71. Huijing PA, Baan GC (2001) Myofascial Force Transmission Causes Interaction between Adjacent Muscles and Connective Tissue: Effects of Blunt Dissection and Compartmental Fasciotomy on Length Force Characteristics of Rat Extensor Digitorum Longus Muscle. *Arch Physiol Biochem* 109:97–109. doi: 10.1076/apab.109.2.97.4269
72. Hüttel M, Golditz T, Mayer I, Heiss R, Lutter C, Hoppe MW, Hoppe MW, Engelhardt M, Grim C, Seehaus F, Forst R, Hotfiel T, Hotfiel T (2020) Effects of Pre- And Post-Exercise Cold-Water Immersion Therapy on Passive Muscle Stiffness. *Sportverletzung-Sportschaden* 34:72–78. doi: 10.1055/a-0854-8302
73. Janecki D, Jarocka E, Jaskólska A, Marusiak J, Jaskólski A (2011) Muscle passive stiffness increases less after the second bout of eccentric exercise compared to the first bout. *J Sci Med Sport* 14:338–343. doi: 10.1016/j.jsams.2011.02.005
74. Jaskólska A, Jaskólski A (2020) Właściwości fizjologiczne i mechaniczne mięśni szkieletowych - czy są takie same w różnych mięśniach i u wszystkich osób? *Kosmos Probl Nauk Biol* 69:739–756
75. Jay K, Sundstrup E, Søndergaard SD, Behm D, Brandt M, Særvoll CA, Jakobsen MD, Andersen LL (2014) Specific and cross over effects of massage for muscle soreness: randomized controlled trial. *Int J Sports Phys Ther* 9:82–91
76. Johansson H (1991) Role of knee ligaments in proprioception and regulation of muscle stiffness. *J Electromyogr Kinesiol* 1:158–179. doi: 10.1016/1050-6411(91)90032-Z
77. Johansson H, Sojka P (1991) Pathophysiological mechanisms involved in genesis and spread of muscular tension in occupational muscle pain and in chronic musculoskeletal pain syndromes: A hypothesis. *Med Hypotheses* 35:196–203. doi: 10.1016/0306-9877(91)90233-O
78. Johnston V, Jull G, Darnell R, Jimmieson NL, Souvlis T (2008) Alterations in cervical muscle activity in functional and stressful tasks in female office workers with neck pain. *Eur J Appl Physiol* 103:253–264. doi: 10.1007/s00421-008-0696-8
79. Junker D, Stöggl T (2019) The training effects of foam rolling on core strength endurance, balance, muscle performance and range of motion: A randomized controlled trial. *J Sport Sci Med* 18:229–238
80. Junker DH, Stöggl TL (2015) The Foam Roll as a Tool to Improve Hamstring Flexibility. *J Strength Cond Res* 29:3480–3485. doi: 10.1519/JSC.0000000000001007
81. Kablan N, Alaca N, Tatar Y (2021) Comparison of the Immediate Effect of Petrissage Massage and Manual Lymph Drainage Following Exercise on Biomechanical and Viscoelastic Properties of the Rectus Femoris Muscle in Women. *J Sport Rehabil* 30:725–730. doi: 10.1123/jsr.2020-0276

82. Kawai T, Takamoto K, Bito I (2021) Previous Hamstring Muscle Strain Injury Alters Passive Tissue Stiffness and Vibration Sense. *J Bodyw Mov Ther* 0. doi: 10.1016/j.jbmt.2021.05.002
83. Kawczyński A, Mroczek D, Andersen RE, Stefaniak T, Arendt-Nielsen L, Madeleine P (2018) Trapezius viscoelastic properties are heterogeneously affected by eccentric exercise. *J Sci Med Sport* 21:864–869. doi: 10.1016/j.jsams.2018.01.005
84. Kelly JP, Koppenhaver SL, Michener LA, Kolber MJ, Cleland JA (2021) Immediate Decrease of Muscle Biomechanical Stiffness following Dry Needling in Asymptomatic Participants. *J Bodyw Mov Ther*. doi: 10.1016/j.jbmt.2021.04.014
85. Kett AR, Sichtung F (2020) Sedentary behaviour at work increases muscle stiffness of the back: Why roller massage has potential as an active break intervention. *Appl Ergon* 82:102947. doi: 10.1016/j.apergo.2019.102947
86. Kim H-H, Kim K-H (2021) Effects of Kinesio Taping with Squat Exercise on the Muscle Activity, Muscle Strength, Muscle Tension, and Dynamic Stability of Softball Players in the Lower Extremities: A Randomized Controlled Study. *Int J Environ Res Public Health* 19:276. doi: 10.3390/ijerph19010276
87. Knutson GA (2000) The role of the γ -motor system in increasing muscle tone and muscle pain syndromes: A review of the Johansson/Sojka hypothesis. *J Manipulative Physiol Ther* 23:564–572. doi: 10.1067/mmt.2000.109674
88. Kocur P, Piwińska I, Goliwąg M, Adamczewska K (2021) Assessment of myofascial stiffness of flexor digitorum superficialis muscles in rock climbers. *Acta Bioeng Biomech* 23:23–31. doi: 10.37190/ABB-01746-2020-01
89. Kocur P, Tomczak M, Wiernicka M, Goliwąg M, Lewandowski J, Łochyński D (2019) Relationship between age, BMI, head posture and superficial neck muscle stiffness and elasticity in adult women. *Sci Rep* 9:1–10. doi: 10.1038/s41598-019-44837-5
90. Komar W (2007) *Lepkosprężyste związki konstytutywne w tkaninach technicznych*. Politechnika Gdańska
91. Kong PW, Chua YH, Kawabata M, Burns SF, Cai C (2018) Effect of Post-Exercise Massage on Passive Muscle Stiffness Measured Using Myotonometry - A Double-Blind Study. *J Sports Sci Med* 17:599–606
92. Konow N, Roberts TJ (2015) The series elastic shock absorber: Tendon elasticity modulates energy dissipation by muscle during burst deceleration. *Proc R Soc B Biol Sci* 282. doi: 10.1098/rspb.2014.2800
93. Konrad A, Seiberl W, Tilp M, Holzer D, Paternoster FK (2022) What to stretch? - Isolated proprioceptive neuromuscular facilitation stretching of either quadriceps or triceps surae followed by post-stretching activities

alters tissue stiffness and jump performance. *Sport Biomech* 00:1–18. doi: 10.1080/14763141.2022.2058991

94. Koo TK, Li MY (2016) A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J Chiropr Med* 15:155–163. doi: 10.1016/j.jcm.2016.02.012
95. Krause F, Wilke J, Niederer D, Vogt L, Banzer W (2019) Acute effects of foam rolling on passive stiffness, stretch sensation and fascial sliding: A randomized controlled trial. *Hum Mov Sci* 67:102514. doi: 10.1016/j.humov.2019.102514
96. Kubo K, Komuro T, Ishiguro N, Tsunoda N, Sato Y, Ishii N, Kanehisa H, Fukunaga T (2006) Effects of low-load resistance training with vascular occlusion on the mechanical properties of muscle and tendon. *J Appl Biomech* 22:112–119. doi: 10.1123/jab.22.2.112
97. Kubo K, Morimoto M, Komuro T, Yata H, Tsunoda N, Kanehisa H, Fukunaga T (2007) Effects of plyometric and weight training on muscle-tendon complex and jump performance. *Med Sci Sports Exerc* 39:1801–1810. doi: 10.1249/mss.0b013e31813e630a
98. Kubo K, Yata H, Kanehisa H, Fukunaga T (2006) Effects of isometric squat training on the tendon stiffness and jump performance. *Eur J Appl Physiol* 96:305–314. doi: 10.1007/s00421-005-0087-3
99. Kumagai H, Miyamoto-Mikami E, Hirata K, Kikuchi N, Kamiya N, Hoshikawa S, Zempo H, Naito H, Miyamoto N, Fuku N (2019) ESR1 rs2234693 Polymorphism Is Associated with Muscle Injury and Muscle Stiffness. *Med Sci Sports Exerc* 51:19–26. doi: 10.1249/MSS.0000000000001750
100. Kuo WH, Jian DW, Wang TG, Wang YC (2013) Neck muscle stiffness quantified by sonoelastography is correlated with body mass index and chronic neck pain symptoms. *Ultrasound Med Biol* 39:1356–1361. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2012.11.015
101. Kuszewski M, Saulicz E, Gnat R (2008) Potencjalny paradoks: Sztywność mięśni-niezbędna czy niepożądana? Possible paradox: Muscle stiffness-indispensable or undesirable? *16:92–98*. doi: 10.2478/v10109-009-0010-2
102. Kuszewski MT, Gnat R, Szlachta G, Kaczyńska M, Knapik A (2019) Passive stiffness of the hamstrings and the rectus femoris in persons after an ACL reconstruction. *Phys Sportsmed* 47:91–95. doi: 10.1080/00913847.2018.1527171
103. Labovitz JM, Yu J, Kim C (2011) The Role of Hamstring Tightness in Plantar Fasciitis. *Foot Ankle Spec* 4:141–144. doi: 10.1177/1938640010397341
104. Laffaye G, Da Silva DT, Delafontaine A (2019) Self-Myofascial Release Effect With Foam Rolling on Recovery After High-Intensity Interval Training. *Front Physiol* 10. doi: 10.3389/fphys.2019.01287

105. Langevin HM, Fox JR, Koptiuch C, Badger GJ, Greenan- Naumann AC, Bouffard NA, Konofagou EE, Lee WN, Triano JJ, Henry SM (2011) Reduced thoracolumbar fascia shear strain in human chronic low back pain. *BMC Musculoskelet Disord* 12. doi: 10.1186/1471-2474-12-203
106. Latash ML, Zatsiorsky VM (2015) *Biomechanics and Motor Control: Defining Central Concepts*
107. Lee Y, Kim M, Lee H (2021) The Measurement of Stiffness for Major Muscles with Shear Wave Elastography and Myoton: A Quantitative Analysis Study. *Diagnostics* 11:524. doi: 10.3390/diagnostics11030524
108. Levine JA (2014) Lethal sitting: Homo sedentarius seeks answers. *Physiology* 29:300–301. doi: 10.1152/physiol.00034.2014
109. Macdonald GZ, Button DC, Drinkwater EJ, Behm DG (2014) Foam rolling as a recovery tool after an intense bout of physical activity. *Med Sci Sports Exerc* 46:131–142. doi: 10.1249/MSS.0b013e3182a123db
110. MacDonald GZ, Penney MDH, Mullaley ME, Cuconato AL, Drake CDJ, Behm DG, Button DC (2013) An acute bout of self-myofascial release increases range of motion without a subsequent decrease in muscle activation or force. *J Strength Cond Res* 27:812–821. doi: 10.1519/JSC.0b013e31825c2bc1
111. Madoni SN, Costa PB, Coburn JW, Galpin AJ (2018) Effects of foam rolling on range of motion, peak torque, muscle activation, and the hamstrings-to-quadriceps strength ratios. *J Strength Cond Res* 32:1821–1830. doi: 10.1519/JSC.0000000000002468
112. Majmudar T, Balasubramanian S, Magee R, Gonik B, Singh A (2021) In-vitro stress relaxation response of neonatal peripheral nerves. *J Biomech* 128:110702. doi: 10.1016/j.jbiomech.2021.110702
113. Malliaras P, Cook J, Purdam C, Rio E (2015) Patellar tendinopathy: Clinical diagnosis, load management, and advice for challenging case presentations. *J Orthop Sports Phys Ther* 45:887–898. doi: 10.2519/jospt.2015.5987
114. Martínez-Cabrera FI, Núñez-Sánchez FJ (2016) Acute Effect of a Foam Roller on the Mechanical Properties of the Rectus Femoris Based on Tensiomyography in Soccer Players. *Int J Hum Mov Sport Sci* 4:26–32. doi: 10.13189/saj.2016.040203
115. Marusiak J, Kisiel-Sajewicz K, Jaskólska A, Jaskólski A (2010) Higher Muscle Passive Stiffness in Parkinson's Disease Patients Than in Controls Measured by Myotonometry. *Arch Phys Med Rehabil* 91:800–802. doi: 10.1016/j.apmr.2010.01.012
116. Masaki M, Aoyama T, Murakami T, Yanase K, Ji X, Tateuchi H, Ichihashi N (2017) Association of low back pain with muscle stiffness and muscle mass of the lumbar back muscles, and sagittal spinal alignment in young and middle-aged medical workers. *Clin Biomech* 49:128–133. doi:

10.1016/j.clinbiomech.2017.09.008

117. Mayer I, Hoppe MW, Freiwald J, Heiss R, Engelhardt M, Grim C, Lutter C, Huettel M, Forst R, Hotfiel T (2020) Different Effects of Foam Rolling on Passive Tissue Stiffness in Experienced and Nonexperienced Athletes. *J Sport Rehabil* 29:926–933. doi: 10.1123/jsr.2019-0172
118. McKenney K, Elder AS, Elder C, Hutchins A (2013) Myofascial release as a treatment for orthopaedic conditions: A systematic review. *J Athl Train* 48:522–527. doi: 10.4085/1062-6050-48.3.17
119. McPartland JM, Simons DG (2006) Myofascial Trigger Points: Translating Molecular Theory into Manual Therapy. *J Man Manip Ther* 14:232–239. doi: 10.1179/106698106790819982
120. Melzack R, Wall PD (1965) Pain Mechanisms: A New Theory. *Science* (80-) 150:971–978. doi: 10.1126/science.150.3699.971
121. Mencil J, Jaskólska A, Marusiak J, Kisiel-Sajewicz K, Siemiatycka M, Kaminski L, Jaskólski A (2021) Effect of gender, muscle type and skinfold thickness on myometric parameters in young people. *PeerJ* 9:e12367. doi: 10.7717/peerj.12367
122. Mencil J, Marusiak J, Jaskólska A, Jaskólski A, Kisiel-Sajewicz K (2021) Impact of the location of myometric measurement points on skeletal muscle mechanical properties outcomes. *Muscles Ligaments Tendons J* 11:525–535. doi: 10.32098/mltj.03.2021.18
123. Mohr AR, Long BC, Goad CL (2014) Effect of foam rolling and static stretching on passive hip-flexion range of motion. *J Sport Rehabil* 23:296–299. doi: 10.1123/jsr.2013-0025
124. Monteiro ER, Cavanaugh MT, Frost DM, Novaes J da S (2017) Is self-massage an effective joint range-of-motion strategy? A pilot study. *J Bodyw Mov Ther* 21:223–226. doi: 10.1016/j.jbmt.2016.10.003
125. Morales-Artacho AJ, Lacourpaille L, Guilhem G (2017) Effects of warm-up on hamstring muscles stiffness: Cycling vs foam rolling. *Scand J Med Sci Sport* 27:1959–1969. doi: 10.1111/sms.12832
126. Moreno-Flores S, Benitez R, Vivanco M d. M, Toca-Herrera JL (2010) Stress relaxation microscopy: Imaging local stress in cells. *J Biomech* 43:349–354. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.07.037
127. Morton RW, Oikawa SY, Phillips SM, Devries MC, Mitchell CJ (2016) Self-myofascial release: No improvement of functional outcomes in “tight” Hamstrings. *Int J Sports Physiol Perform* 11:658–663. doi: 10.1123/ijsp.2015-0399
128. Mroczek D, Superlak E, Konefał M, MaćKała K, Chmura P, Seweryniak T, Chmura J (2018) Changes in the Stiffness of Thigh Muscles in the Left and Right Limbs during Six Weeks of Plyometric Training in Volleyball Players. *Polish J Sport Tour* 25:20–24. doi: 10.2478/pjst-2018-0010

129. Murray AM, Jones TW, Horobeanu C, Turner AP, Sproule J (2016) Sixty Seconds of Foam Rolling Does Not Affect Functional Flexibility or Change Muscle Temperature in Adolescent Athletes. *Int J Sports Phys Ther* 11:765–776
130. Nakamura M, Onuma R, Kiyono R, Yasaka K, Sato S, Yahata K, Fukaya T, Konrad A (2021) The acute and prolonged effects of different durations of foam rolling on range of motion, muscle stiffness, and muscle strength. *J Sport Sci Med* 20:62–68. doi: 10.52082/jssm.2021.62
131. Needle AR, Baumeister J, Kaminski TW, Higginson JS, Farquhar WB, Swanik CB (2014) Neuromechanical coupling in the regulation of muscle tone and joint stiffness. *Scand J Med Sci Sport* 24:737–748. doi: 10.1111/sms.12181
132. Okamoto T, Masuhara M, Ikuta K (2014) Acute effects of self-myofascial release using a foam roller on arterial function. *J Strength Cond Res* 28:69–73. doi: 10.1519/JSC.0b013e31829480f5
133. Oliva F, Piccirilli E, Berardi AC, Frizziero A, Tarantino U, Maffulli N (2016) Hormones and tendinopathies: The current evidence. *Br Med Bull* 117:39–58. doi: 10.1093/bmb/ldv054
134. Oranchuk DJ, Flattery MR, Robinson TL (2019) Superficial heat administration and foam rolling increase hamstring flexibility acutely; with amplifying effects. *Phys Ther Sport* 40:213–217. doi: 10.1016/j.ptsp.2019.10.004
135. Overton M, Du Plessis H, Sole G (2018) Electromyography of neck and shoulder muscles in instrumental musicians with musculoskeletal pain compared to asymptomatic controls: A systematic review and meta-analysis. *Musculoskelet Sci Pract* 36:32–42. doi: 10.1016/j.msksp.2018.04.001
136. Pablos A, Ceca D, Jorda A, Rivera P, Colmena C, Elvira L, Martínez-Arnau FM, Valles SL (2020) Protective effects of foam rolling against inflammation and notexin induced muscle damage in rats. *Int J Med Sci* 17:71–81. doi: 10.7150/ijms.37981
137. Park S (2020) Theory and usage of tensiomyography and the analysis method for the patient with low back pain. *J Exerc Rehabil* 16:325–331. doi: 10.12965/jer.2040420.210
138. Patel DG, Vyas NJ, Sheth MS (2016) Immediate effect of application of bilateral self myo-fascial release on the plantar surface of the foot on hamstring and lumbar flexibility: a quasi experimental study. *Int J Ther Appl* 32:94–99. doi: 10.20530/IJTA_32_94-99
139. Peacock CA, Krein DD, Antonio J, Sanders GJ, Silver TA, Colas M (2015) Comparing Acute Bouts of Sagittal Plane Progression Foam Rolling vs. Frontal Plane Progression Foam Rolling. *J Strength Cond Res* 29:2310–2315. doi: 10.1519/JSC.0000000000000867

140. Pearcey GEP, Bradbury-Squires DJ, Kawamoto JE, Drinkwater EJ, Behm DG, Button DC (2015) Foam rolling for delayed-onset muscle soreness and recovery of dynamic performance measures. *J Athl Train* 50:5–13. doi: 10.4085/1062-6050-50.1.01
141. Pérez-Bellmunt A, Llurda-Almuzara L, Simon M, Navarro R, Casasayas O, López-de-celis C, Seijas R, Alvarez P (2019) Neuromuscular Response What is it and How to Measure it? *Phys Med Rehabil J* 2:118
142. Persson CU, Holmegaard L, Redfors P, Jern C, Blomstrand C, Jood K (2020) Increased muscle tone and contracture late after ischemic stroke. *Brain Behav* 10:1–9. doi: 10.1002/brb3.1509
143. Phillips J, Diggin D, King DL, Sforzo GA (2021) Effect of Varying Self-myofascial Release Duration on Subsequent Athletic Performance. *J strength Cond Res* 35:746–753. doi: 10.1519/JSC.0000000000002751
144. Plastaras CT (2013) Non-Operative Management of a Cervical Zygoapophyseal Joint Cyst: Case Report. *J Pain Reli* 02. doi: 10.4172/jnd.1000116
145. Pousson M, Van Hoecke J, Goubel F (1990) Changes in elastic characteristics of human muscle induced by eccentric exercise. *J Biomech* 23:343–348. doi: 10.1016/0021-9290(90)90062-8
146. Pruyne EC, Watsford ML, Murphy AJ, Pine MJ, Spurrs RW, Cameron ML, Johnston RJ (2012) Relationship between leg stiffness and lower body injuries in professional Australian football. *J Sports Sci* 30:71–78. doi: 10.1080/02640414.2011.624540
147. Reiner MM, Glashüttner C, Bernsteiner D, Tilp M, Guilhem G, Morales-Artacho A, Konrad A (2021) A comparison of foam rolling and vibration foam rolling on the quadriceps muscle function and mechanical properties. *Eur J Appl Physiol* 121:1461–1471. doi: 10.1007/s00421-021-04619-2
148. Richter P, Hebgen E (2010) Punkty spustowe i łańcuchy mięśniowo-powięziowe w osteopatii i terapii manualnej, II. *Galaktyka*, Łódź
149. Rijkelijhuizen JM, Meijer HJM, Baan GC, Huijting PA (2007) Myofascial force transmission also occurs between antagonistic muscles located within opposite compartments of the rat lower hind limb. *J Electromyogr Kinesiol* 17:690–697. doi: 10.1016/j.jelekin.2007.02.004
150. Romero-Moraleda B, González-García J, Cuéllar-Rayó Á, Balsalobre-Fernández C, Muñoz-García D, Morencos E (2019) Effects of vibration and non-vibration foam rolling on recovery after exercise with induced muscle damage. *J Sport Sci Med* 18:172–180
151. Saldıran TÇ, Yazgan P, Akgöl AC, Mutluay FK (2022) Radial shock-wave therapy for frozen shoulder patients with type 2 diabetes mellitus: a pilot trial comparing two different energy levels. *Eur J Phys Rehabil Med*. doi: 10.23736/s1973-9087.22.07087-3
152. Sánchez-Zuriaga D, Adams MA, Dolan P (2010) Is activation of the back

muscles impaired by creep or muscle fatigue? *Spine (Phila Pa 1976)* 35:517–525. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181b967ea

153. Schlager A, Ahlqvist K, Rasmussen-Barr E, Bjelland EK, Pingel R, Olsson C, Nilsson-Wikmar L, Kristiansson P (2018) Inter- and intra-rater reliability for measurement of range of motion in joints included in three hypermobility assessment methods. *BMC Musculoskelet Disord* 19:1–10. doi: 10.1186/s12891-018-2290-5
154. Schleip R (2003) Fascial plasticity - A new neurobiological explanation: Part 1. *J Bodyw Mov Ther* 7:11–19. doi: 10.1016/S1360-8592(02)00067-0
155. Schleip R, Müller DG (2013) Training principles for fascial connective tissues: Scientific foundation and suggested practical applications. *J Bodyw Mov Ther* 17:103–115. doi: 10.1016/j.jbmt.2012.06.007
156. Schroeder J, Lueders L, Schmidt M, Braumann KM, Hollander K (2019) Foam rolling effects on soft tissue tone, elasticity and stiffness in the time course of recovery after weight training. *Sport Orthop Traumatol* 35:171–177. doi: 10.1016/j.orthtr.2018.11.003
157. Schroeder J, Renk V, Braumann KM, Hollander K (2017) Akute Foamroll-Effekte auf kontraktile Eigenschaften des Bizeps femoris: Eine randomisierte Cross-over-Pilotstudie. *Ger J Exerc Sport Res* 47:294–300. doi: 10.1007/s12662-017-0467-y
158. Schroeder J, Renk V, Braumann KM, Hollander K (2017) Acute foam rolling effects on contractile properties of the m. biceps femoris. *Ger J Exerc Sport Res* 47:294–300. doi: 10.1007/s12662-017-0467-y
159. Schroeder J, Wilke J, Hollander K (2021) Effects of foam rolling duration on tissue stiffness and perfusion: A randomized cross-over trial. *J Sport Sci Med* 20:626–634. doi: 10.52082/jssm.2021.626
160. Schroeder RT, Kuo AD (2021) Elastic energy savings and active energy cost in a simple model of running. *PLoS Comput Biol* 17. doi: 10.1371/journal.pcbi.1009608
161. Schweinhardt P, Sauro KM, Bushnell MC (2008) Fibromyalgia: A disorder of the brain? *Neuroscientist* 14:415–421. doi: 10.1177/1073858407312521
162. Siebert T, Rode C, Herzog W, Till O, Blickhan R (2008) Nonlinearities make a difference: Comparison of two common Hill-type models with real muscle. *Biol Cybern* 98:133–143. doi: 10.1007/s00422-007-0197-6
163. Sinclair J, Shore HF, Taylor PJ, Atkins S (2015) Sex Differences in Limb and Joint Stiffness in Recreational Runners. *Hum Mov* 16:137–141. doi: 10.1515/humo-2015-0039
164. Škarabot J, Beardsley C, Stirn I (2015) Original Research Comparing the Effects of Self-Myofascial. *Int J Sports Phys Ther* 10:203–212
165. Skinner B, Moss R, Hammond L (2020) A systematic review and meta-analysis of the effects of foam rolling on range of motion, recovery and

markers of athletic performance. *J Bodyw Mov Ther* 24:105–122. doi: 10.1016/j.jbmt.2020.01.007

166. Solomonow M (2012) Neuromuscular manifestations of viscoelastic tissue degradation following high and low risk repetitive lumbar flexion. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 22:155–175
167. Spurrs RW, Murphy AJ, Watsford ML (2003) The effect of plyometric training on distance running performance. *Eur J Appl Physiol* 89:1–7. doi: 10.1007/s00421-002-0741-y
168. Stanisław A (2007) *Przystępny kurs statystyki z zastosowaniem STATISTICA PL na przykładach z medycyny. Tom 2. Modele liniowe i nieliniowe., II.* StatSoft Polska, Kraków
169. Stanisław A (2007) *Przystępny kurs statystyki z zastosowaniem STATISTICA PL na przykładach z medycyny. Tom 2. Modele liniowe i nieliniowe., II.* StatSoft Polska, Kraków
170. Stevens D (2013) Foam rolling as a recovery aid for athletes. *J Aust Strength Cond J Aust Strength Cond* 21:43–51
171. Struzik A (2018) *Sztywność kończyn dolnych człowieka przejawiana podczas skoków pionowych na maksymalną i zadaną wysokość, 1st ed.* Wydawnictwo Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, Wrocław
172. Sullivan KM, Silvey DBJ, Button DC, Behm DG (2013) Roller-massager application to the hamstrings increases sit-and-reach range of motion within five to ten seconds without performance impairments. *Int. J. Sports Phys. Ther.* 8:228–36
173. Taljanovic MS, Gimber LH, Becker GW, Latt LD, Klauser AS, Melville DM, Gao L, Witte RS (2017) Shear-wave elastography: Basic physics and musculoskeletal applications. *Radiographics* 37:855–870. doi: 10.1148/rg.2017160116
174. Traczyk WZ (2007) *Fizjologia człowieka w zarysie, VIII.* Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa
175. Turczyński B (2011) *Biofizyka, II.* Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa
176. Uysal Ö, Delioğlu K, Firat T (2021) The effects of hamstring training methods on muscle viscoelastic properties in healthy young individuals. *Scand J Med Sci Sport* 31:371–379. doi: 10.1111/sms.13856
177. Vaughan B, McLaughlin P (2014) Immediate changes in pressure pain threshold in the Iliotibial band using a myofascial (foam) roller. *Int J Ther Rehabil* 21:569–574. doi: 10.12968/ijtr.2014.21.12.569
178. Visser B, De Looze MP, De Graaff MP, Van Dieën JH (2004) Effect of precision demands and mental pressure on muscle activation and hand forces in computer mouse tasks. *Ergonomics* 47:202–217. doi:

10.1080/00140130310001617967

179. Watsford ML, Murphy AJ, McLachlan KA, Bryant AL, Cameron ML, Crossley KM, Makdissi M (2010) A prospective study of the relationship between lower body stiffness and hamstring injury in professional Australian rules footballers. *Am J Sports Med* 38:2058–2064. doi: 10.1177/0363546510370197
180. Weerapong P, Hume PA, Kolt GS (2005) The mechanisms of massage and effects on performance, muscle recovery and injury prevention. *Sport. Med.* 35:235–256
181. Weppler CH, Magnusson SP (2010) Increasing Muscle Extensibility: A Matter of Increasing Length or Modifying Sensation? *Phys Ther* 90:438–449. doi: 10.2522/ptj.20090012
182. Wiewelhove T, Döweling A, Schneider C, Hottenrott L, Meyer T, Kellmann M, Pfeiffer M, Ferrauti A (2019) A meta-analysis of the effects of foam rolling on performance and recovery. *Front Physiol* 10. doi: 10.3389/fphys.2019.00376
183. Wilke J, Debelle H, Tenberg S, Dilley A, Maganaris C (2020) Ankle Motion Is Associated With Soft Tissue Displacement in the Dorsal Thigh: An in vivo Investigation Suggesting Myofascial Force Transmission Across the Knee Joint. *Front Physiol* 11:1–7. doi: 10.3389/fphys.2020.00180
184. Wilke J, Krause F, Vogt L, Banzer W (2016) What is evidence-based about myofascial chains: A systematic review. *Arch Phys Med Rehabil* 97:454–461. doi: 10.1016/j.apmr.2015.07.023
185. Wilke J, Müller AL, Giesche F, Power G, Ahmedi H, Behm DG (2020) Acute Effects of Foam Rolling on Range of Motion in Healthy Adults: A Systematic Review with Multilevel Meta-analysis. *Sport Med* 50:387–402. doi: 10.1007/s40279-019-01205-7
186. Wilke J, Niemeier P, Niederer D, Schleip R, Banzer W (2019) Influence of Foam Rolling Velocity on Knee Range of Motion and Tissue Stiffness: A Randomized, Controlled Crossover Trial. *J Sport Rehabil* 28:711–715. doi: 10.1123/jsr.2018-0041
187. Wilke J, Vleeming A, Wearing S (2019) Overuse injury: The result of pathologically altered myofascial force transmission? *Exerc Sport Sci Rev* 47:230–236. doi: 10.1249/JES.0000000000000205
188. Wilson JB, Flanagan EP (2008) The role of elastic energy in activities with high force and power requirements: a brief review. *J Strength Cond Res* 22:1705–1715. doi: doi:10.1519/jsc.0b013e31817ae4a7
189. Wood PB, Schweinhardt P, Jaeger E, Dagher A, Hakyemez H, Rabiner EA, Bushnell MC, Chizh BA (2007) Fibromyalgia patients show an abnormal dopamine response to pain. *Eur J Neurosci* 25:3576–3582. doi: 10.1111/j.1460-9568.2007.05623.x
190. Yanaoka T, Yoshimura A, Iwata R, Fukuchi M, Hirose N (2021) The effect

of foam rollers of varying densities on range of motion recovery. *J Bodyw Mov Ther* 26:64–71. doi: 10.1016/j.jbmt.2020.09.002

191. Yeap BB (2009) Testosterone and ill-health in aging men. *Nat Clin Pract Endocrinol Metab* 5:113–121. doi: 10.1038/ncpendmet1050
192. Yim JE, Petrofsky J, Lee H (2018) Correlation between mechanical properties of the ankle muscles and postural sway during the menstrual cycle. *Tohoku J Exp Med* 244:201–207. doi: 10.1620/tjem.244.201
193. Yucesoy CA (2010) Epimuscular myofascial force transmission implies novel principles for muscular mechanics. *Exerc Sport Sci Rev* 38:128–134. doi: 10.1097/JES.0b013e3181e372ef
194. Yucesoy CA, Baan G, Huijing PA (2010) Epimuscular myofascial force transmission occurs in the rat between the deep flexor muscles and their antagonistic muscles. *J Electromyogr Kinesiol* 20:118–126. doi: 10.1016/j.jelekin.2008.09.012
195. (2020) MyotonPRO Digital Palpation Device USER MANUAL [instrukcja obsługi]

Streszczenie pracy

Streszczenie pracy w języku polskim

Ocena miejscowego i ogólnoustrojowego wpływu samodzielnego rozluźniania z wykorzystaniem wałka do rolowania (ang. foam rolling) na wybrane parametry biomechaniczne tkanek mięśniowo-powięziowych.

Streszczenie

Rozwój społeczeństwa industrialno-informacyjnego leży u podstaw współczesnej cywilizacji. Jest to proces, który przebiega w bezprecedensowym tempie, a jego skutki odczuwalne są we wszystkich aspektach życia człowieka. Jednym z najbardziej znamienych przejawów zachodzących zmian w codziennym funkcjonowaniu typowego przedstawiciela cywilizacyjnego Zachodu jest przybieranie przez niego przez znaczną część dnia pozycji statycznej (najczęściej siedzącej). Paradoksalnie bardzo wymagające statyczne warunki funkcjonowania układu mięśniowo-szkieletowego prowadzą do licznych patologii rozwijających się w jego obrębie. Znamienne są zmiany obserwowane w obrębie tkanek mięśniowo-powięziowych, które można scharakteryzować jednocześnie jako wykonawcę ruchu zlecanego przez zarządcę (układ nerwowy) oraz pierwszego kontrolera-sprawozdawcę kontaktu ciała z materialną rzeczywistością zewnętrzną. Zmiany w parametrach biomechanicznych tkanki mięśniowo-powięziowej występują nie tylko pod wpływem jej bezpośrednich uszkodzeń, nadmiernego używania czy w procesie adaptacji do zwiększonego obciążenia w procesie treningu sportowego ale także na skutek bezczynności i długotrwałego stresu. Z tych powodów poszukuje się narzędzi z pomocą których stanie się możliwe regulowanie wartości parametrów biomechanicznych tkanki mięśniowo-powięziowej w zależności od potrzeb. Wśród narzędzi używanych często zarówno do pracy z pacjentem, jak i ze sportowcami popularność zdobył wałek do samodzielnego rozluźniania mięśniowo-powięziowego (ang. *Foam Rolling* – FR). Do najlepiej udowodnionych aspektów działania FR należą wpływ na krótkotrwałe zwiększenie zakresu ruchu w stawach oraz na regenerację powysiłkową. Efekty oddziaływania FR na parametry biomechaniczne tkanki mięśniowo-powięziowej przedstawiane w literaturze są niejednoznaczne, a chaos metodologiczny utrudnia jednoznaczną ocenę tego narzędzia, podobnie jak zdefiniowania mechanizmów jego działania oraz wyznaczenia optymalnych parametrów samego zabiegu. W związku z powyższym celem niniejszej pracy była ocena wpływu aplikacji FR na parametry biomechaniczne tkanek mięśniowo-powięziowych zróżnicowanego dodatkowo ze

względu na zastosowany parametr czasu zabiegu, właściwy czynnik terapeutyczny (porównanie oddziaływania FR z izolowanymi elementami tej aplikacji: przyjmowaną pozycją oraz pozycją połączoną z ruchem rolowania jednak bez użycia wałka) oraz próba zdefiniowania rodzaju ewentualnego wpływu (wpływ lokalny/ odległy/ zgodny z przebiegiem taśm mięśniowo-powięziowych / zgodny z przebiegiem struktur nerwowych) w celu doprecyzowania mechanizmu stojącego za opisywanymi zmianami.

Podłoże dla eksperymentu stanowił autorski przegląd systematyczny najczęściej stosowanych parametrów zabiegu FR opublikowany w 2019 roku oraz wykonana przed rozpoczęciem właściwego eksperymentu, w ramach badania pilotażowego weryfikacja wiarygodności używanego narzędzia badawczego – MyotonPRO. Eksperyment został zarejestrowany w Australian New Zealand Clinical Trial Registry (ANZCTR) dnia 30.11.2019, pod numerem: ACTRN12619001615178. Przed rekrutacją oszacowano minimalne wymagane liczebności grup na podstawie wyników badania pilotażowego dla mocy testu $(1-\beta) = 0,15$, poziomu istotności $P = 0,05$, zakładanej wielkości efektu $f = 0,15$. Spośród 148 osób zgłoszonych z populacji generalnej do badań z użyciem doboru celowego wyselekcjonowano 96 badanych, które następnie losowo przydzielono do sześciu grup. Zakładane dwa spotkania (pierwsze przeznaczone do objaśniania celu eksperymentu oraz techniki aplikacji FR oraz wypełnienia dokumentacji, drugie na właściwe badania) z powodu pandemii zostały połączone. W badaniu właściwym oznaczano sześć punktów na ciele badanego w pozycji leżenia przodem. Dwa badania z użyciem narzędzia MyotonPRO oddzielała interwencja zgodna z grupą badanego (siad przez 30 lub 120 sekund, ruch imitujący aplikację FR bez wałka przez 30 lub 120 sekund, aplikacja FR na grupę mięśni kulszowo-goleniowych kończyny dolnej dominującej przez 30 lub 120 sekund) oraz minuta przeznaczona na przygotowanie badanego do powtórnych pomiarów.

Badanie pilotażowe potwierdziło wyniki dostępne w literaturze wskazujące na dobry do doskonałego poziomu wiarygodności wewnątrzklasowej narzędzia MyotonPRO (z wyjątkiem jednego parametru dla jednego punktu, gdzie osiągnięto poziom umiarkowanej wiarygodności). Wartości tego parametru wraz z wartościami najmniejszej wykrywalnej różnicy oraz standardowego błędu pomiaru były kontrolowane w każdej z grup także w trakcie właściwego eksperymentu. W celu zbadania różnic zmienności pomiędzy grupami i tym samym wpływu badanych czynników na efekty FR (badane czynniki: CZAS, INTERWENCJA) zastosowano wielowymiarowe analizy wariancji (ang. *multivariate analysis of variance* – MANOVA) oraz podążające za nimi analizy jednowymiarowe (ang. *analysis of variance* – ANOVA) dla każdego z sześciu punktów pomiarowych i czterech parametrów narzędzia MyotonPRO. Dla zweryfikowania hipotezy o obecności istotnych różnic w modelu MANOVA użyto konserwatywnego testu Pillai-

Barletta. W przypadku uzyskania istotnego wyniku tego testu przeprowadzano w dalszej kolejności jednowymiarowy model ANOVA, a następnie (w przypadku uzyskania istotnego wyniku układu ANOVA) test *post hoc* Tukeya. Uzyskując na którymkolwiek z etapów wyniki nieistotne statystycznie analizę przerywano.

Nie zaobserwowano istotnych różnic w wartościach biomechanicznych pomiędzy badaniem końcowym i wyjściowym dla żadnej z badanych grup (brak istotnych różnic wewnątrzgrupowych). W badaniu nie wykazano istotnych różnic międzygrupowych dla czynnika CZAS i INTERWENCJA. Wartości zmian parametrów wykazały istotne różnice pomiędzy punktem aplikacji FR oraz punktami odległymi w dwóch przypadkach, jednak obserwowalne różnice nie mają zastosowania praktycznego.

Streszczenie pracy w języku angielskim

Evaluation of the local and distant effect of the foam rolling on the biomechanical parameters of myofascial tissues

Abstract

The development of industrial society underlies modern civilization. This process takes place at an unprecedented pace, and its effects are felt in all aspects of human life. One of the most significant manifestations of the changes taking place in the everyday life of a typical modern man is a static (usually sitting) position that he takes for a large part of the day. Paradoxically, the very demanding static conditions of the functioning of the musculoskeletal system lead to numerous pathologies developing within it. The changes observed within the myofascial tissues are significant from viewing both muscle activity and motor control. Changes in the biomechanical parameters of myofascial tissues occur not only as a result of direct damage, excessive use, or in the process of adaptation to increased load in the process of sports training but also as a result of inactivity and prolonged (physiological and psychological) stress. For these reasons, tools are being sought with which it will be possible to regulate the values of biomechanical parameters of myofascial tissues depending on the needs. Among the tools often used both for working with patients and athletes, the Foam Rolling (FR) has gained popularity. The best-proven aspects of FR include the effect on a short-term increase in the range of motion in the joints and on post-workout regeneration. The effects of FR influence on the biomechanical parameters of myofascial tissues presented in the literature are ambiguous, and the methodological inconsistency makes it difficult to clearly assess this tool, as well as to define the mechanisms of its influence and determine the optimal parameters of the procedure itself. Therefore, the aim of this study was to assess: the impact of FR application on the biomechanical parameters of myofascial tissues, additionally differentiated due to the treatment time parameter used; the appropriate therapeutic factor (comparison of the interaction of FR with the isolated elements of this application: the starting position taken and the position combined with the rolling movement but without the use of a roller) and an attempt to define the type of possible impact (local/distant/consistent with the course of the myofascial chains / consistent with the course of the specific regions of neural influence) in order to clarify the mechanism behind the described changes.

The basis for the experiment was the author's systematic review of the most commonly used parameters of the FR published in 2019 and verification of the credibility

of the research tool used – MyotonPRO, carried out before the start of the actual experiment, as part of a pilot study. The experiment was registered in the Australian New Zealand Clinical Trial Registry (ANZCTR) on November 30, 2019, under the number: ACTRN12619001615178. Prior to enrollment, the minimum required group sizes were estimated based on the results of the pilot study for test power $(1-\beta) = 0,15$, significance level $P = 0,05$, and assumed effect size $f = 0,15$. Of the 148 subjects reported from the general population, 96 subjects were selected for purposeful selection and then randomly assigned to six groups. Setting up two meetings (the first to explain the purpose of the experiment and the technique of FR application and filling in the documentation, the second for the actual research) due to the pandemic have been combined. In the main examination, six points were marked on the body of the subject in the prone position. Two applications using the MyotonPRO tool were separated by an intervention consistent with the subject's group (sit for 30 or 120 seconds, movement imitating the application of FR without a roller for 30 or 120 seconds, application of FR to the group of hamstrings muscles of the dominant lower limb for 30 or 120 seconds) and a minute devoted to preparing the subject for repeated measurements.

The pilot study confirmed the results available in the literature showing a good to an excellent level of intraclass correlation coefficient of the MyotonPRO tool (except for one parameter for one measurement point where the level of moderate confidence was reached). The values of this parameter along with the values of the smallest detectable difference and standard error of measurement were also controlled in each group during the main experiment. In order to investigate the differences in variability between the groups and thus the influence of the studied factors on the effects of FR (tested factors: TIME, INTERVENTION), multivariate analysis of variance (MANOVA) and the following analysis of variance (ANOVA) were used for each of the six measurement points and four parameters of the MyotonPRO tool. The conservative Pillai-Barlett test was used to verify the hypothesis of electronic testing in the MANOVA model. If a significant assumption of this MANOVA test was obtained, then (if a significant assumption of the ANOVA was obtained) the *post hoc* Tukey's test was applied. If the results were statistically insignificant at any of these steps, the procedure was diminished.

There were no significant differences in biomechanical values between the final and baseline measurement for any of the study groups (no significant intragroup differences in repeated measures). There were no significant between-group differences for the TIME and INTERVENTION factors. The values of parameter changes showed significant differences between the application point FR and distant points in two cases, however, the observed differences are not applicable in practice.

Spis rycin

Rycina 1. Siły wewnętrzne (dośrodkowe, koncentryczne; czarne ciągłe strzałki) oraz zewnętrzne (odśrodkowe, ekscentryczne; czarne przerywane strzałki) występujące w jednostce mięśniowo-powięziowej. Str. 3

Rycina 2. Skurcz izometryczny. Str. 4

Rycina 3. Aktywność koncentryczna jednostki mięśniowo-powięziowej. Str. 5

Rycina 4. Aktywność ekscentryczna jednostki mięśniowo-powięziowej. Str. 5

Rycina 5. Siły wewnątrz jednostki mięśniowo-powięziowej Str. 15

Rycina 6. Krzywe zależności naprężenie-odkształcenie dla dwóch różnych materiałów. Str. 22

Rycina 7. Rozkład prędkości w warstwach płynu poddanych naprężeniu ścinającemu na przykładzie dwóch płytek A i B o jednakowym przekroju, oddzielonych płynem Newtonowskim o przepływie laminarnym (o równoległych wektorach prędkości przepływu dla poszczególnych warstw). Str. 25

Rycina 8. Struktura badania. Str. 36

Rycina 9. Oscylacje tkanek mięśniowo-powięziowych rejestrowane za pomocą akcelerometru przyrządu pomiarowego Myoton PRO. Str. 41

Rycina 10. Istotne różnice zmian wartości parametrów biomechanicznych pomiędzy pomiarem końcowym a pomiarem wyjściowym (tzw. delt) pomiędzy punktami pomiarowymi. Str. 70

Rycina 11. Tendencje zmian zachodzących w obrębie parametru CZ tkanki mięśniowo-powięziowej w każdym z punktów pomiarowych i dla każdej z grup. Str. 71

Rycina 12. Tendencje zmian zachodzących w obrębie parametru SZ tkanki mięśniowo-powięziowej w każdym z punktów pomiarowych i dla każdej z grup. Str. 72

Rycina 13. Tendencje zmian zachodzących w obrębie parametru De tkanki mięśniowo-powięziowej w każdym z punktów pomiarowych i dla każdej z grup. Str. 73

Rycina 14. Tendencje zmian zachodzących w obrębie parametru T tkanki mięśniowo-powięziowej w każdym z punktów pomiarowych i dla każdej z grup. Str. 74

Spis fotografii

Fotografia 1. Przyrząd pomiarowy MyotonPRO. Str. 37

Fotografia 2. Punkty pomiarowe oznaczone do pomiarów przyrządem MyotonPRO wraz z opisem ich położenia przestrzennego. Str. 38

Fotografia 3. Pozycja ciała osoby badanej w trakcie interwencji siadu prostego przez trzydzieści (SIAD₃₀) lub sto dwadzieścia (SIAD₁₂₀) sekund. Str. 42

Fotografia 4. Pozycja ciała osoby badanej w trakcie interwencji przesuwania ciała bez użycia wałka trzydzieści (RUCH₃₀), lub sto dwadzieścia (RUCH₁₂₀) sekund. Str. 44

Fotografia 5. Pozycja ciała osoby badanej w trakcie interwencji przesuwania ciała po wałku (rolowania) przez 30 (*FR*₃₀) i 120 sekund (*FR*₁₂₀). Str. 45

Spis tabel

Tabela 1. Charakterystyka grup badawczych. Str. 36-37

Tabela 2. Współczynnik korelacji wewnątrzklasowej $ICC_{3,1}$ wraz z 95% przedziałem ufności (CI), standardowym błędem pomiaru (SEM) oraz najmniejszą wykrywalną różnicą (SDD) dla oceny parametrów biomechanicznych tkanki mięśniowo powięziowej. Str. 48

Tabela 3. Współczynnik korelacji wewnątrzklasowej $ICC_{3,1}$ wraz z 95% przedziałem ufności (CI), standardowym błędem pomiaru (SEM) oraz najmniejszą wykrywalną różnicą (SDD) dla oceny zmiennych zależnych uzyskane bezpośrednio w badaniach właściwych dla punktu pomiarowego B_D . Str. 50

Tabela 4. Wartości średnie \pm odchylenia standardowe (minimum-maksimum) zmiennych zależnych dla punktu pomiarowego B_D (n=96). Str. 51

Tabela 5. Wyniki testów odchylenia od rozkładu normalnego Shapiro-Wilka (S-W) dla poszczególnych zmiennych zależnych oraz testów równości macierzy wariancji Levene'a (L). Str. 52

Tabela 6. Wyniki testu wielowymiarowej analizy wariancji (MANOVA) dla punktu B_D . Str. 52

Tabela 7. Współczynnik korelacji wewnątrzklasowej $ICC_{3,1}$ wraz z 95% przedziałem ufności (CI), standardowym błędem pomiaru (SEM) oraz najmniejszą wykrywalną różnicą (SDD) dla oceny zmiennych zależnych uzyskane bezpośrednio w badaniach właściwych dla punktu pomiarowego B_{ND} . Str. 53

Tabela 8. Wartości średnie \pm odchylenia standardowe (minimum-maksimum) zmiennych zależnych dla punktu pomiarowego B_{ND} (n=96). Str. 54

Tabela 9. Wyniki testów odchylenia od rozkładu normalnego Shapiro-Wilka (S-W) dla poszczególnych zmiennych zależnych i równości macierzy wariancji dla testu ANOVA – test Levene'a (L). Str. 54-55

Tabela 10. Wyniki testu wielowymiarowej analizy wariancji (MANOVA) dla punktu B_{ND} . Str. 55

Tabela 11. Współczynnik korelacji wewnątrzklasowej $ICC_{3,1}$ wraz z 95% przedziałem ufności (CI), standardowym błędem pomiaru (SEM) oraz najmniejszą wykrywalną różnicą (SDD) dla oceny zmiennych zależnych uzyskane bezpośrednio w badaniach właściwych dla punktu pomiarowego D_D . Str. 56

Tabela 12. Wartości średnie \pm odchylenia standardowe (minimum-maksimum) zmiennych zależnych dla punktu pomiarowego D_D (n=96). Str. 56

Tabela 13. Wyniki testów odchylenia od rozkładu normalnego Shapiro-Wilka (S-W) dla poszczególnych zmiennych zależnych i równości macierzy wariancji dla testu ANOVA – test Levene’a (L). Str. 57

Tabela 14. Wyniki testu wielowymiarowej analizy wariancji (MANOVA) dla punktu D_D. Str. 58

Tabela 15. Współczynnik korelacji wewnątrzklasowej ICC_{3,1} wraz z 95% przedziałem ufności (CI), standardowym błędem pomiaru (SEM) oraz najmniejszą wykrywalną różnicą (SDD) dla oceny zmiennych zależnych uzyskane bezpośrednio w badaniach właściwych dla punktu pomiarowego D_{ND}. Str. 58

Tabela 16. Wartości średnie ± odchylenia standardowe (minimum-maksimum) zmiennych zależnych dla punktu pomiarowego D_{ND} (n=96). Str. 59

Tabela 17. Wyniki testów odchylenia od rozkładu normalnego Shapiro-Wilka (S-W) dla poszczególnych zmiennych zależnych i równości macierzy wariancji dla testu ANOVA – test Levene’a (L). Str. 59-60

Tabela 18. Wyniki testu wielowymiarowej analizy wariancji (MANOVA) dla punktu D_{ND}. Str. 60

Tabela 19. Współczynnik korelacji wewnątrzklasowej ICC_{3,1} wraz z 95% przedziałem ufności (CI), standardowym błędem pomiaru (SEM) oraz najmniejszą wykrywalną różnicą (SDD) dla oceny zmiennej zależnej uzyskane bezpośrednio w badaniach właściwych dla punktu pomiarowego N_D. Str. 61

Tabela 20. Wartości średnie ± odchylenia standardowe (minimum-maksimum) zmiennych zależnych dla punktu pomiarowego N_D (n=96). Str. 61

Tabela 21. Wyniki testów odchylenia od rozkładu normalnego Shapiro-Wilka (S-W) dla poszczególnych zmiennych zależnych i równości macierzy wariancji dla testu ANOVA – test Levene’a (L). Str. 62

Tabela 22. Wyniki testu wielowymiarowej analizy wariancji (MANOVA) dla punktu N_D. Str. 63

Tabela 23. Wyniki testu jednowymiarowej analizy wariancji (ANOVA) dla interakcji czynników: pomiar*interwencja, pomiar*czas, pomiar*interwencja*czas w punkcie N_D. Str. 63

Tabela 24. Wyniki testu istotności różnic *post hoc* Tukeya dla parametru T, dla interakcji czynników pomiar*interwencja*czas z uwzględnieniem poziomu czynników, dla punktu N_D. Str. 64

Tabela 25. Współczynnik korelacji wewnątrzklasowej ICC_{3,1} wraz z 95% przedziałem ufności (CI), standardowym błędem pomiaru (SEM) oraz najmniejszą wykrywalną różnicą (SDD) dla oceny zmiennych zależnych uzyskane bezpośrednio w badaniach właściwych dla punktu pomiarowego N_{ND}. Str. 64

Tabela 26. Wartości średnie \pm odchylenia standardowe (minimum-maksimum) zmiennych zależnych dla punktu pomiarowego N_{ND} (n=96). Str. 65

Tabela 27. Wyniki testów odchylenia od rozkładu normalnego Shapiro-Wilka (S-W) dla poszczególnych zmiennych zależnych i równości macierzy wariancji dla testu ANOVA – test Levene’a (L). Str. 66

Tabela 28. Wyniki testu wielowymiarowej analizy wariancji (MANOVA) dla punktu N_{ND}. Str. 67

Tabela 29. Wartości średnie \pm odchylenia standardowe (minimum-maksimum) różnic wartości parametrów biomechanicznych tkanki mięśniowo-powięziowej pomiędzy badaniem końcowym i wyjściowym (delt) dla każdego punktu pomiarowego w każdej z grup. Str. 68

Tabela 30. Wyniki testów odchylenia od rozkładu normalnego Shapiro-Wilka (S-W) dla poszczególnych zmiennych zależnych i równości macierzy wariancji dla testu ANOVA – test Levene’a (L). Str. 69

Załączniki

Załącznik nr 1. Pomiary antropometryczne oraz wyniki pomiaru fałdu tłuszczowego

Pomiar punktów:

1 punkt pomiarowy

- $\frac{2}{3}$ odległości od punktu łączącego ścięgno Achillesa z prostą poprowadzoną od dolnej krawędzi kostki bocznej do dolnej krawędzi kostki przyśrodkowej, do punktu będącego dolną krawędzią głowy kości strzałkowej w kończynie dolnej dominującej i niedominującej.

KDD Odległość:..... $\frac{2}{3}$ odległości:.....

KDND Odległość:..... $\frac{2}{3}$ odległości:.....

2 punkt pomiarowy

- $\frac{1}{2}$ odległości pomiędzy górną krawędzią głowy kości strzałkowej, a dolną krawędzią guza kulszowego w kończynie dolnej dominującej i niedominującej.

KDD Odległość:..... $\frac{1}{2}$ odległości:.....

KDND Odległość:..... $\frac{1}{2}$ odległości:.....

3 punkt pomiarowy

- $\frac{1}{3}$ odległości pomiędzy górną krawędzią kolca biodrowego tylniego górnego, a dolną krawędzią guzowatości potylicznej zewnętrznej po stronie kończyny dolnej dominującej i niedominującej.

KDD Odległość:..... $\frac{1}{3}$ odległości:.....

KDND Odległość:..... $\frac{1}{3}$ odległości:.....

Wyniki - fałdomierz:

Punkt 1:// Średnia:

Punkt 2:// Średnia:

Punkt 3:// Średnia:

Załącznik nr 2. Informacja dla badanego

INFORMACJA DLA BADANEGO

Nazwa jednostki badawczej

Akademia Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach

Temat badania

Ocena lokalnego i odległego wpływu zabiegu autorozluźniania mięśniowo-powięziowego za pomocą wałka do rolowania na parametry biomechaniczne tkanek mięśniowo-powięziowych

Imię i nazwisko kierownika badania: Przemysław Dębski

Telefon kontaktowy: +48 791 363 126

Imię i nazwisko osoby badanej:

Wiek:

WSTĘP

Został Pan zaproszony do wzięcia udziału w eksperymencie naukowym. Aby podjąć świadomą decyzję o wzięciu udziału w badaniu lub rezygnacji z badań, należy zapoznać się z potencjalnymi korzyściami i zagrożeniami wynikającymi z partycypacji w nich. Niniejszy dokument posłuży do objaśnienia celu i przebiegu badań. Kierownik badania dokładnie omówi z Panem te zagadnienia i wyjaśni wszystkie wątpliwości. Jeśli cele badania będą dla Pana zrozumiałe i zdecyduje się Pan na wzięcie w nim udziału, zostanie Pan poproszony o podpisanie Oświadczenia Badanego i zgody na udział w badaniach.

CEL BADANIA

Celem tego badania jest ocena wpływu rolowania mięśni za pomocą popularnego wałka do rolowania (rollera) na tkanki poddawane zabiegowi, a także ocena wpływu zmian sposobu wykonania tego zabiegu na uzyskane wyniki. Dodatkowym celem jest sprawdzenie zmian zachodzących w wyniku tego zabiegu

w kończynie dolnej nie objętej rolowaniem, a także tkankach miękkich oddalonych od miejsca terapii.

OPIS PROCEDUR BADANIA

Badanie zostanie podzielone na dwie części. Każda część zostanie przeprowadzona na osobnym spotkaniu. Na pierwszym spotkaniu, po wyrażeniu zgody na wzięcie udziału w badaniu, badacze przeprowadzą Pana przez wstępny instruktaż. Na tym etapie będą zachęcać do zadawania pytań i zweryfikują kryteria włączenia do badań. Następnie zostanie Pan poproszony o wypełnienie oświadczeń badanego. Po uzupełnieniu dokumentów nastąpi przydzielenie Pana w wyniku losowania do jednej z sześciu grup:

1. SIAD₃₀ – jeśli trafi Pan do tej grupy, we właściwej fazie badania będzie Pan siedział z wyprostowanymi nogami przez trzydzieści sekund.
2. RUCH₃₀ – jeśli trafi Pan do tej grupy, we właściwej części badania będzie Pan poproszony o przesuwanie swojej jednej nogi po podłodze w sposób opisany przez kierownika projektu przez trzydzieści sekund.
3. ROL₃₀ – jeśli trafi Pan do tej grupy, we właściwej części badania będzie Pan poproszony o rolowanie się za pomocą wałka zgodnie z instrukcją, przez trzydzieści sekund. Rolowanie polega na „bujaniu się w tą i z powrotem” ciałem, przy jednoczesnym dociskaniu nogi dominującej do powierzchni wałka.
4. SIAD₁₂₀ – jeśli trafi Pan do tej grupy, we właściwej fazie badania będzie Pan siedział z wyprostowanymi nogami przez 120 sekund .
5. RUCH₁₂₀ – jeśli trafi Pan do tej grupy, we właściwej części badania będzie Pan poproszony o przesuwanie swojej jednej nogi po podłodze w sposób opisany przez kierownika projektu przez 120 sekund .
6. ROL₁₂₀ – jeśli trafi Pan do tej grupy, we właściwej części badania będzie Pan poproszony o rolowanie się za pomocą wałka zgodnie z instrukcją, przez 120 sekund. Rolowanie polega na „bujaniu się w tą i z powrotem” ciałem, przy jednoczesnym dociskaniu nogi dominującej do powierzchni wałka.

Ostatnim etapem będzie zweryfikowanie u Pana dominacji jednej z kończyn. Informacja ta będzie kluczowa dla przebiegu eksperymentu.

Drugie spotkanie rozpocznie się pomiarami i oznaczeniami charakterystycznych punktów na Pańskim ciecie. Punkty te będą oznaczane specjalnym markerem. W fazie pomiarów badacze najpierw dokonają ewaluacji poziomu fałdu tłuszczowego za pomocą przyrządu zwanego fałdomierzem. W trakcie przeprowadzania tego pomiaru badający będzie musiał uchwycić między palce fałd skóry kolejno na łydce, na tylnej części uda i w jednym miejscu na plecach (przy kręgosłupie). Pomiar ten nie będzie bolesny ale może być nieprzyjemny.

Ostatni z pomiarów będzie się odbywał w tych samych punktach, w których wykonywane były testy fałdu skórniego i będzie polegał na przyłożeniu do ciała urządzenia badającego własności mięśni. Urządzenie „wypuści” impuls za pomocą wystającej części. Na skórze odczuje to Pan/i jako delikatne, dynamiczne dotknięcie. Po uzyskaniu wyników pomiarów nastąpi przeprowadzenie zabiegu zgodnie z procedurą przewidzianą dla wylosowanej grupy. Następnie opisywany pomiar zostanie powtórzony.

NIEPOŻĄDANE EFEKTY

W skrajnych przypadkach po zabiegu rolowania może wystąpić lokalna, krótkotrwała bolesność mięśniowa spowodowana powstaniem procesu zapalnego na skutek zbyt dużego ucisku. Równie rzadko może dojść do wytworzenia krwiaka w obszarze zabiegu, spowodowanego przez drobne uszkodzenie naczyń krwionośnych. Każdorazowo w przypadku wystąpienia objawów niepożądanych należy skontaktować się z kierownikiem badania.

REKOMPENSATA

To badanie objęte jest polisą ubezpieczeniową. Zostanie Pan poinformowany o warunkach tego ubezpieczenia i poproszony o pisemne potwierdzenie warunków tego ubezpieczenia. Jeśli w wyniku uczestnictwa w tym badaniu poniesie Pan uszczerbek na zdrowiu, straty rekompensowane będą zgodnie z przepisami. Polisa nie działa w przypadku uszkodzeń powstałych w wyniku działań niezgodnych z protokołem badania. Wszystkie pytania w tym temacie należy kierować do kierownika badania.

ASPEKTY FINANSOWE

Udział w tym badaniu jest całkowicie dobrowolny i bezpłatny.

POUFNOŚĆ

Wszelkie informacje zgromadzone w trakcie badania będą zebrane w pamięci komputera, ale bez Pana nazwiska. Tylko kierownik badania będzie wiedział, która informacja odnosi się do Pana. Zbieranie i przechowywanie danych będzie przebiegało zgodnie z obowiązującym stanem prawnym.

Jeżeli pragnie Pan dodatkowych informacji związanych z badaniem prosimy o kontakt z:

Przemysław Dębski	Kierownik badania	+48 791 363 126	Katowice

Potwierdzenie przekazania i otrzymania informacji.

Informacji udzielił Przemysław Dębski	Imię i nazwisko: Przemysław Dębski	Data:	Podpis:
Kierownik Badania Przemysław Dębski	Imię i nazwisko: Przemysław Dębski	Data:	Podpis:
Uczestnik badania	Imię i nazwisko:	Data:	Jeden egz. nin. informacji otrzymałem Podpis:
Inne osoby obecne, opiekun np.	Imię i nazwisko:	Data:	Podpis:

Załącznik nr 3. Oświadczenie badanego - wewnętrzne

OŚWIADCZENIE BADANEGO

Nazwisko i imię osoby badanej:

Wiek: Adres:

Imię i nazwisko kierownika badań:

Telefony kontaktowe dla badanego:

Temat badań:

Niniejszym oświadczam,

że zostałam/em poinformowana/y przez:

.....
.....

1. O celu zamierzonych badań i sposobie ich przeprowadzenia oraz, że miałam/em możliwość zadawania pytań prowadzącemu eksperyment i otrzymałam/em odpowiedzi na te pytania: rozumiem na czym badania te mają polegać i do czego potrzebna jest moja zgoda. Zapoznałam się z treścią „Informacji dla badanego”, której 1 egzemplarz otrzymałam/em. Zostałam/em poinformowana/ny o potencjalnym ryzyku związanym z programem badawczym. Tak więc, dobrowolnie wyrażam zgodę na poddanie się eksperymentowi medycznemu.

data i podpis kierownika badań

data i podpis badanego

lub opiekuna
prawnego

2. Mogę odmówić zgody na udział w badaniach lub cofnąć ją w każdej chwili – także podczas ich wykonywania, co w żaden sposób nie wpłynie na dalsze moje leczenie.

data i podpis kierownika badań

data i podpis badanego

lub opiekuna
prawnego

3. Oświadczam, że wyrażam zgodę na przetwarzanie moich danych w zakresie niezbędnym dla prowadzenia badań, jednakże z zastrzeżeniem poufności uniemożliwiającej identyfikację mojej osoby przez inne osoby prawne i fizyczne niż wymienione w protokole jako prowadzące badanie.

data i podpis kierownika badań

data i podpis badanego

lub opiekuna
prawnego

4. W informacji dla badanego zostałam/em zapoznany z warunkami ubezpieczenia obejmującego ewentualne negatywne skutki uczestniczenia w badaniu i akceptuję te warunki. Otrzymałam/em do wglądu polisę, z której one wynikają.

1 egzemplarz „oświadczenia badanego” otrzymałam/em.

data i podpis kierownika badań

data i podpis badanego

lub opiekuna
prawnego

Załącznik nr 4. Ankieta – kryteria selekcji

Ankieta

Numer badanego

Proszę wpisać informację lub zakreślić właściwe odpowiedzi

1. Imię i Nazwisko:.....
2. Płeć: M K
3. Wiek:.....
4. Dominująca kończyna: górna P L dolna P L
5. Czy w ciągu ostatnich 6 miesięcy regularnie uczyłeś/uczyszczę/ uprawiałeś rolowanie, stretching, techniki powięziowe (Fascial Distortion Model, Fascial Manipulation, Rolfing), jogę, itp.?

TAK NIE


6. Czy przechodziłeś w życiu zabiegi operacyjne? TAK NIE
jakie?.....
7. Czy przechodziłeś poważniejsze urazy i dolegliwości narządu ruchu (stawów, mięśni, kości, kręgosłupa, itp.), które wymagały hospitalizacji, zwolnienia lekarskiego, pomocy fizjoterapeuty trwających **dłużej niż 2 tygodnie** w ciągu ostatniego roku? TAK NIE
8. Czy zdiagnozowano u Ciebie schorzenia wymienione poniżej?

Zdiagnozowana choroba	
Choroby autoimmunologiczne (np. toczeń, reumatoidalne zapalenie stawów, sklerodermia)	TAK NIE
Zdiagnozowane schorzenia psychiczne	TAK NIE
Mózgowe porażenie dziecięce	TAK NIE
Choroby tkanki łącznej (reumatoidalne zapalenie stawów, toczeń rumieniowy układowy, układowe zapalenie naczyń)	TAK NIE
Aktualnie przechodzone choroby zakaźne	TAK NIE
Osteoporoza	TAK NIE
Świeże blizny/choroby skóry	TAK NIE
Zdiagnozowana choroba nowotworowa	TAK NIE
Wady wrodzone	TAK NIE
Inne choroby mogące wpłynąć na odczuwanie bólu lub stan Twoich tkanek	TAK NIE

10. Czy udzielone informacje dotyczące Twojej aktywności w trakcie ostatnich 7 dni różnią się w znaczącym stopniu od Twojego standardowego stylu życia? TAK/NIE

W jakim stopniu? W DUŻYM STOPNIU/ W NIEWIELKIM STOPNIU

Załącznik nr 5. Oświadczenie badanego – zewnętrzne

	Akademia Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach
..... (nazwa lub symbol komórki organizacyjnej)	Symbol i nazwa zapisu: FB-04A-OŚWIADCZENIE BADANEGO Zgoda na udział w badaniach i na przetwarzanie danych

Imię i nazwisko uczestnika pomiaru:.....

Data urodzenia.....

Adres zamieszkania/telefon/email**:

.....

Dotyczy badania:

.....

Niniejszym oświadczam, że zostałem(łam) szczegółowo poinformowany(a) o sposobie przeprowadzenia badań i moim w nim udziale. Rozumiem, na czym polegają badania i do czego potrzebna jest moja zgoda.

Oświadczam, że mój stan zdrowia pozwala na przeprowadzenie procedury pomiarowej. Zobowiązuję się do przekazania niezbędnych informacji mogących mieć wpływ na procedurę pomiarową, w szczególności tych wynikających ze stanu mojego zdrowia. Wiem, że mogę odmówić uczestnictwa w pomiarach w trakcie trwania projektu na każdym jego etapie.

Niniejszym oświadczam, że wyrażam zgodę (nie wyrażam zgody*) na przetwarzanie danych osobowych w zakresie niezbędnym do realizacji projektu badawczego, w którym biorę udział.

Zobowiązuję się do przestrzegania poleceń osoby prowadzącej pomiary, a ewentualne szkody wynikłe z mojego niewłaściwego zachowania się obciążą moją osobę.

Numer identyfikacyjny (np. numer z Listy uczestników pomiaru) / numer indeksu / inny numer porządkowy*

Katowice, dnia

.....

badanie)

(podpis badanego)

(podpis wykonującego

* *niepotrzebne skreślić* ** *nie jest wymagane*

Załącznik nr 6. Protokół – checklista

Protokół – checklista badania

Imię i nazwisko badanego:

Numer badanego:

Data pierwszego spotkania:

Data drugiego spotkania:

Informacje dla badanego: TAK/ NIE

Oświadczenie badanego: TAK/ NIE

Beighton score:

Randomizacja numer:

Randomizacja grupa:

KDD: lewa/ prawa

Oznaczenie Myoton i fałdomierz: TAK/ NIE

Nauczanie komend: TAK/ NIE

Pozycja ułożeniowa i relaksacja 1 min: TAK/ NIE

Pomiary 1: TAK/ NIE

Interwencja zgodnie z przeznaczeniem: TAK/ NIE

Pomiary 2: TAK/ NIE

UWAGI: