



Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu
Wydział Wychowania Fizycznego i Sportu

Aleksandra Kisilewicz

**Powysiłkowa zmiana sztywności mięśnia czworobocznego
grzbietu w ocenie miotonometrycznej i elastograficznej.**

Katedra Sportu Paraolimpijskiego

Promotor:

Dr hab. Adam Kawczyński

.....

WROCŁAW, 2021

STRESZCZENIE

Wstęp

Większość wcześniejszych badań poświęconych powysiłkowym zmianom sztywności mięśniowej szacowała i opisywała ten parametr jedynie w sposób pośredni, jako wzrost sztywności wynikający ze wzrostu napięcia biernego i związany z ograniczeniem zakresu ruchomości w stawach. W ostatnich latach wprowadzono jednak nowe metody pomiarowe, takie jak miotonometria czy elastografia fali poprzecznej, zapewniające nieinwazyjny i bezpośredni pomiar tego parametru. Zarówno elastografia jak i miotonometria wykazują wysoką korelację z rozkładem czasowym zmian sztywności oraz opóźnionej bolesności mięśni, spowodowanych wysiłkiem o charakterze ekscentrycznym. Obie metody reprezentują technologie pozwalające na obiektywny i ilościowy pomiar sztywności biomechanicznej, którego nie można uzyskać na podstawie badania klinicznego i palpacji manualnej. Jednakże nadal zbyt mało jest publikacji badających zależność między pomiarem sztywności dynamicznej (reprezentowanym przez miotonometrię), a rejestracją zmian modułu sprężystości (wykorzystywaną w elastografii). Z uwagi na relatywnie mniejszy koszt aparatury oraz mniejszy stopień skomplikowania procedury pomiarowej w przypadku miotonometrii, wykazanie takiej zależności byłoby korzystne dla popularyzacji wykorzystania aparatu MyotonPRO do bieżącego monitorowania sztywności mięśniowej w sporcie. Głównym zagadnieniem problemowym niniejszej pracy była więc niska dostępność elastografii i w związku z powyższym ocena możliwości zastąpienia metody elastografii metodą miotonometrii, jako narzędzia wspomagającego proces treningowy i diagnostykę narządu ruchu.

Cel pracy

Celem pracy było oszacowanie powysiłkowej zmiany sztywności mięśnia czworobocznego grzbietu oraz porównanie wyników pomiaru wykonanego metodą miotonometrii i elastografii.

Osoby badane i metody badawcze

Badaniu poddano grupę 14 praworęcznych ochotników (11 mężczyzn i 3 kobiety; wysokość ciała $175,1 \pm 10,4$ cm; masa ciała $73,8 \pm 11,3$ kg) w przedziale wiekowym od 20 do 30 r.ż. Uczestników rekrutowano spośród osób nietreningujących oraz nieuczestniczących w treningu siłowym mięśni obręczy barkowej kończyny górnej przez okres minimum czterech tygodni. Kryterium włączenia był również brak bólu i wcześniejszych urazów okolicy szyi lub barku, mogących ograniczać możliwości wysiłkowe lub powodować wystąpienie objawów bólowych.

Protokół badawczy składał się z trzech części:

- a) pomiaru wyjściowego sztywności części zstępującej mięśnia czworobocznego grzbietu po stronie prawej, z wykorzystaniem technologii elastografii oraz miotonometrii, bezpośrednio przed wysiłkiem fizycznym o charakterze ekscentrycznym;
- b) wysiłku fizycznego o charakterze ekscentrycznym, poprzedzonego wyznaczeniem zakresu ruchu unoszenia barków oraz maksymalnej siły skurczu dowolnego dla części zstępującej mięśnia czworobocznego grzbietu;
- c) pomiaru ewaluacyjnego sztywności 24 godziny po wysiłku fizycznym o charakterze ekscentrycznym, z ponownym wyznaczeniem zakresu ruchu i maksymalnej siły skurczu dowolnego.

W celu przeprowadzenia wysiłku fizycznego o charakterze ekscentrycznym wykorzystano dynamometr do ćwiczeń mięśnia czworobocznego grzbietu (Uniwersytet w Aalborgu, Aalborg, Dania). Protokół ćwiczeń składał się z 50 powtórzeń w pięciu seriach

po 10, oddzielonych 2-minutowymi odpoczynkami. Rejestracji sztywności dynamicznej i modułu sprężystości dokonano w czterech punktach pomiarowych, rozmieszczonych w równych odległościach na części zstępującej mięśnia czworobocznego grzbietu. Do wykonania pomiarów elastograficznych, polegających na rejestracji zmian prędkości rozchodzenia się fali ultradźwiękowej w tkankach, wykorzystano aparat marki GE Healthcare, model LOGIQ S8 (General Electric, Norwalk, Stany Zjednoczone). Urządzeniem reprezentującym technologię miotonometrii, szacującym sztywność dynamiczną na podstawie tłumionych oscylacji tkanki wywołanych impulsem mechanicznym, był aparat MyotonPRO (Myoton AS, Tallin, Estonia).

Oprócz pomiarów sztywności, uczestnicy zostali poproszeni o dwukrotne wskazanie poziomu bolesności okolicy części zstępującej mięśnia czworobocznego grzbietu: bezpośrednio przed i 24 godziny po wysiłku fizycznym o charakterze ekscentrycznym. Każdy uczestnik określił subiektywny odczuwalny poziom bolesności, stosując 11-stopniową znormalizowaną numeryczną skalę oceny bólu.

Wyniki i wnioski

Wyniki eksperymentu wykazały, że biomechaniczne właściwości mięśni, reprezentowane przez moduł sprężystości oraz sztywność dynamiczną mogą ulec zmniejszeniu pod wpływem wysiłku fizycznego o charakterze ekscentrycznym. Analiza statystyczna potwierdziła istotny spadek modułu sprężystości badanego mięśnia o 14%, od momentu przed zadaniem wysiłkiem o charakterze ekscentrycznym ($45,8 \pm 1,6$ kPa), do 24 godzin po wysiłku ($39,4 \pm 1,2$ kPa) ($p = 0,005$). Podobnie sztywność dynamiczna badanego mięśnia zmalała o 17% (z $369,0 \pm 7,3$ N/m do $302,6 \pm 6,0$ N/m) dla każdego z czterech punktów pomiarowych ($p < 0,001$). Przeprowadzona na uzyskanych danych korelacja Pearsona nie wykazała jednak istotnej zależności liniowej między względną powysiłkową

zmianą modułu sprężystości oraz względną powysiłkową zmianą sztywności dynamicznej dla czterech punktów pomiarowych. Wyznaczenie regresji liniowej dla sumarycznych wartości we wszystkich punktach pomiarowych uwidoczniło umiarkowaną dodatnią zależność obu pomiarów ($R = 0,383$; $p = 0,219$).

Ponadto w niniejszej rozprawie dowiedziono, że zastosowanie zadanego wysiłku fizycznego o charakterze ekscentrycznym spowodowało wystąpienie zespołu opóźnionej bolesności części zstępującej mięśnia czworobocznego grzbietu. Subiektywny uśredniony poziom odczuwanej przez uczestników badania bolesności 24 godziny po wysiłku zwiększył się istotnie: z braku bolesności dla oceny wyjściowej, do bolesności na poziomie $4,6 \pm 1,4$ ($p < 0,001$). Na 24 godziny po wysiłku wartość siły maksymalnego skurczu dowolnego uległa wyraźnemu spadkowi o 16% (z $622,4 \pm 243,0$ N do $521,7 \pm 239,2$ N), jednak nie okazał się on istotny statystycznie ($p = 0,10$). Nie odnotowano także istotnej zmiany zakresu ruchu uniesienia barków (z $67,9 \pm 16,4$ mm przed wysiłkiem do $66,0 \pm 9,2$ mm po protokole ćwiczeń ekscentrycznych; $p = 0,70$)

Wyniki niniejszego badania pokazują, że monitorowanie sztywności przy użyciu miotonometrii i elastografii fali poprzecznej przyczynia się do zrozumienia, w jaki sposób pojedynczy mięsień adaptuje się do pracy z przewagą skurczów ekscentrycznych na wysokim poziomie obciążenia. Mogą one zapewnić głębszy wgląd w mechanizmy adaptacyjne tkanek miękkich po wysiłku i w przebiegu opóźnionej bolesności mięśniowej. Dlatego też powyższa rozprawa doktorska dostarcza nowych, ważnych informacji z dziedzin badań klinicznych i stosowanych, takich jak zapobieganie urazom i programowanie obciążenia treningowego. W omawianym eksperymencie dowiedziono, że miotonometria – podobnie jak elastografia – wykazała istotny statystycznie spadek sztywności badanego mięśnia na podobnym poziomie dokładności. Biorąc pod uwagę pewne cechy urządzenia MyotonPRO (takie jak niski koszt zakupu i eksploatacji, mobilność czy łatwość pomiaru),

jego stosowanie powinno być polecane zarówno dla teoretyków, jak i praktyków w dziedzinie fizjoterapii, fizjologii wysiłku fizycznego w treningu sportowym czy szeroko pojmowanej medycyny sportowej.

Słowa kluczowe: sztywność mięśniowa, elastografia fali poprzecznej, miotonometria, MyotonPRO, zespół opóźnionej bolesności mięśniowej

SPIS TREŚCI

I. WSTĘP	9
1. Opis problematyki badawczej	9
2. Sztywność mięśniowa i inne właściwości tkanek miękkich	10
2a. Sztywność w ujęciu biomechanicznym	10
2b. Elastyczność i napięcie mięśniowe oraz ich związek ze sztywnością	12
3. Wysiłek fizyczny o charakterze ekscentrycznym	16
4. Zespołu opóźnionej bolesności mięśniowej	18
5. Mięsień czworoboczny grzbietu	22
5a. Budowa anatomiczna	22
5b. Czynność mięśnia	24
5c. Zależność pomiędzy stanem funkcjonalnym mięśnia czworobocznego grzbietu, a ryzykiem kontuzji i bóli okolicy obręczy barkowej kończyny górnej	25
6. Metody pomiaru sztywności mięśniowej	26
6a. Elastografia fali poprzecznej	26
6b. Miotonometria	29
7. Wymiar aplikacyjny pracy	31
II. CEL PRACY I PYTANIA BADAWCZE	33
1. Cel pracy	33
2. Pytania badawcze	33
III. OSOBY BADANE I METODY BADAWCZE	34
1. Charakterystyka uczestników badania	34
2. Opis metod badawczych	35
2a. Elastografia fali poprzecznej	35
2b. Miotonometria	38
3. Schemat wysiłku fizycznego o charakterze ekscentrycznym	40
4. Protokół badawczy	42
5. Metody statystyczne	44
IV. WYNIKI	46
1. Moduł sprężystości	46
2. Sztywność dynamiczna	47

3. Zależność między dwiema metodami pomiaru sztywności	49
4. Intensywność odczuwanego bólu, MVC i ROM.....	50
V. DYSKUSJA.....	52
1. Związek między wysiłkiem fizycznym o charakterze ekscentrycznym, a zespołem opóźnionej bolesności mięśniowej	53
2. Wpływ wysiłku fizycznego o charakterze ekscentrycznym na sztywność mięśniową, szacowany z wykorzystaniem technik ilościowego pomiaru sztywności.....	57
3. Związek między wystąpieniem opóźnionej bolesności mięśniowej i powysiłkowymi zmianami sztywności, a siłą mięśniową i zakresem ruchu.....	69
4. Zestawienie elastografii oraz miotonometrii, jako dwóch metod badawczych do pomiaru sztywności mięśniowej.....	71
5. Heterogeniczność rozkładu sztywność dynamicznej i modułu sprężystości	75
6. Zalety i ograniczenia badania	76
VI. WNIOSKI I APLIKACJE PRAKTYCZNE	80
VII. SPIS TABEL I RYCIN.....	83
VIII. BIBLIOGRAFIA.....	84
IX. ABSTRACT	91

I. WSTĘP

1. Opis problematyki badawczej

Ilościowy pomiar sztywności mięśni jest nowatorskim podejściem do obiektywizacji kompleksowej oceny narządu ruchu w sporcie. Daje możliwość zrozumienia deficytów strukturalnych i funkcjonalnych w obrębie tkanki mięśniowej, które mogą być związane z nieprawidłowym treningiem lub przebytymi urazami (Raiteri i wsp. 2016). Optymalny poziom sztywności jest silnie skorelowany ze znacznym wzrostem sprawności mięśni, a tym samym zbyt wysoki poziom sztywności będzie powodował obniżenie zdolności motorycznych mięśni oraz wzrosty ryzyka wystąpienia urazu (Zinder i Padua 2011). Tak więc systematyczna kontrola poziomu sztywności mięśniowej u sportowców może przeciwdziałać występowaniu kontuzji, a także pomóc w wyznaczeniu kierunku treningu (Watsford i wsp. 2010).

Jak podaje literatura, intensywny wysiłek fizyczny z przewagą skurczów ekscentrycznych będzie powodował wzrost sztywności mięśniowej (Hoang 2007). Jednakże większość wcześniejszych badań poświęconych powysiłkowym zmianom sztywności mięśniowej (Howell i wsp. 1993, Jones i wsp. 1997, Hoang 2007) szacowała i opisywała ten parametr w sposób pośredni, jako wzrost sztywności wynikający ze wzrostu napięcia biernego. Pomiar pośredni dostarcza jedynie globalnych informacji dotyczących zachowania wielu struktur układu ruchu (np. mięśni, ścięgien, nerwów i skóry) działających wokół danego stawu (Andonian i in. 2016). Należy jednocześnie podkreślić, że właściwości biomechaniczne układu mięśniowo-szkieletowego są trudne do oceny, ponieważ mięsień, jako anizotropowy i lepko-sprężysty zespół struktur aktywnych i pasywnych, jest integralną częścią kompleksu: brzusiec-ścięgno. Parametry części kurczliwej są więc zależne i ściśle powiązane w sposób funkcjonalny i strukturalny z wieloma innymi elementami narządu

ruchu (Gennisson i wsp. 2010). Z tego względu powszechne techniki pomiarowe, pośrednio oceniające właściwości lepko-sprężyste tkanki mięśniowej, bazują często na ocenie ruchowości stawowej. Jednak nie są one w stanie zapewnić dokładnego i wyizolowanego pomiaru właściwości mechanicznych części kurczliwej danego mięśnia (Brandenburg i wsp. 2015). W ostatnich latach wprowadzono jednak z powodzeniem nowe metody pomiarowe (takie jak miotonometria, elastografia fali poprzecznej, elastografia rezonansu magnetycznego czy tensomiografia), pozwalające na wiarygodną ocenę sztywności poszczególnych mięśni (Gennisson i wsp. 2010, Green i wsp. 2012, Lacourpaille i wsp. 2012, Kawczyński i wsp. 2018). Zarówno elastografia jak i miotonometria wykazują wysoką korelację z rozkładem czasowym zmian sztywności oraz opóźnionej bolesności mięśni spowodowanych wysiłkiem o charakterze ekscentrycznym (Niitsu i in. 2011, Green i in. 2012, Kawczyński i in. 2018). Jednakże liczba artykułów naukowych odnoszących się do wykorzystania i popularyzacji tych technologii w sporcie pozostaje niewielka. Ponadto płynące z nich wnioski są często sprzeczne. Stwarza to więc potrzebę do rozwoju tej tematyki; zwłaszcza w środowisku sportowym, w którym optymalizacja funkcjonowania układu ruchu, jego prawidłowa diagnostyka oraz minimalizacja ryzyka powstania urazu, są podstawą do rozwoju sportowego zawodnika.

2. Sztywność mięśniowa i inne właściwości tkanek miękkich

2a. Sztywność w ujęciu biomechanicznym

Jedną z właściwości biomechanicznych tkanki mięśniowej jest jej sztywność. Pojęcie to w sensie ogólnym opisuje cechę danej struktury, która odzwierciedla jej reakcję na siłę zewnętrzną, powodującą odkształcenie tej struktury (Baumgart 2000). Sztywność definiowana jest różnie, nawet w samej dziedzinie biomechaniki czy fizjologii wysiłku.

Jednakże z mechanicznego punktu widzenia, wszystkie te definicje opierają się na jednym podstawowym założeniu; jeśli na daną strukturę zadziała siła zewnętrzna lub zostanie ona poddana działaniu obciążenia, to nastąpi jej deformacja (Baumgart 2000). Pojęcie sztywności można więc opisać przy pomocy prostego schematu

$$\text{Sztywność} = \frac{\text{Obciążenie}}{\text{Odształcenie}},$$

gdzie obciążeniem może być wspomniana już wcześniej siła zewnętrzna; jak również moment siły, naprężenie czy kombinacja niektórych z tych zmiennych fizycznych. Za miarę odkształcenia uważa się natomiast zmianę długości lub kształtu struktury, jej przemieszczenie czy przesunięcie kątowe. Przyjmuje się, że pojęcie sztywności w ujęciu mechanicznym powstało już w XVII wieku. Opisuje je tzw. Prawo Hooke'a, zgodnie z którym odkształcenie ciała pod wpływem działającej na nie siły zewnętrznej, jest proporcjonalne do tej siły (Zinder i Padua 2011). Liniowa zależność między naprężeniem (σ) danej struktury wywołanym przez przyłożoną siłą zewnętrzną, a odkształceniem (ϵ) struktury, jakie nastąpi w wyniku zadziałania tej siły; jest często nazywana współczynnikiem (modułem) sprężystości: **E** (inaczej modułem Young'a)

$$\mathbf{E} = \sigma / \epsilon .$$

Sztywność w ujęciu mechanicznym jest często przypisywana ciałom pasywnym; zgodnie z założeniem, że w przypadku braku działania sił zewnętrznych ciała pasywne utrzymują stały kształt, w tym również stałą długość. Pod wpływem sił zewnętrznych, ciała te odkształcają się. Elementy pasywne w układzie mięśniowo-szkieletowym to: ścięgna, więzadła, powięź, części chrzęstne, kości, skóra oraz mięśnie w napięciu spoczynkowym. Natomiast w przeciwieństwie do ciał pasywnych, długość aktywnego aparatu kurczliwego mięśnia oraz kąt w stawie mogą zmienić się, bez zmiany działających sił zewnętrznych. Dlatego też sztywność mięśniowa, jako właściwość tkanki kurczliwej, nie może być

opisywana bezpośrednio przez teorię przyjętą w klasycznej mechanice, gdzie koncepcja sztywności została przypisana do ciał pasywnych (Baumgart 2000).

W latach 20-tych XX wieku znany brytyjski fizjolog A.V. Hill wykazał, że właściwości tkanki mięśniowej mają charakter lepko-sprężysty, co pozwoliło na rozpatrywanie pojęcia sztywności w ujęciu biomechanicznym (Oracz 2007). Opracował on tzw. Model Hilla, będący reprezentacją mechanicznej odpowiedzi mięśnia. Opisuje on zależność, zgodnie z którą wartość siły rozwijanej przez mięsień zależy od prędkości jego skracania się. Innymi słowy, im większe obciążenie przyłożone do mięśnia tym mniejsza jest prędkość skracania się włókien (Martins i in. 1998).

Jak wynika z powyższych rozważań, sztywność nie jest stałą miarą struktury, jaką jest mięsień. Możemy ją określać i mierzyć tylko w odniesieniu i jako rezultat zadziałania na nią zewnętrznego obciążenia (Maïsetti i wsp. 2012). Sztywność zależy więc od położenia i rodzaju obciążenia oraz lokalizacji i rodzaju odkształcenia. Jest ona liniowo związana z rozciąganiem biernym, rosnącą siłą skurczu oraz napięciem mięśniowym; wraz z przyrostem długości mięśnia i wzrostem siły skurczu wzrasta również jego sztywność (Koo i wsp. 2014). Jest ona także zależna od architektury danego mięśnia (jego długość i pola przekroju poprzecznego), wielkości obciążenia zewnętrznego i innych właściwości lepko-sprężystych mięśnia, np. jego elastyczność (Baumgart 2000).

2b. Elastyczność i napięcie mięśniowe oraz ich związek ze sztywnością

Elastyczność oznacza zdolność materiału do powrotu do poprzedniego kształtu po odkształceniu. W ujęciu biomechanicznym pozwala ona tkance mięśniowej na powrót do pierwotnej długości po skurczu lub biernej elongacji. Elastyczność mięśniowa jest właściwością odgrywającą ważną rolę w wykorzystywaniu energii mięśniowej i zwiększaniu objętości krwi podczas wysiłku fizycznego. Zmniejszona elastyczność tkanek

miękkich powoduje gorsze wykorzystanie energii, zwiększając męczliwość oraz ograniczając zdolności szybkościowe mięśni (Gapeyeva i Vain 2008). Jak już wspomniano, pojęcie sztywności ściśle wiąże się z elastycznością danej struktury. Określając sztywność danego mięśnia, jako jego reakcję na działającą siłę zewnętrzną, musimy wziąć pod uwagę jego elastyczność, która jest cechą stałą (Baumgart 2000).

Pojęcie napięcia mięśniowego jest bardzo rozpowszechnione w świecie nauki, natomiast rzadko kiedy jest ono precyzyjnie definiowane. W szczególności termin ten jest wykorzystywany w chorobach neurologicznych, takich jak hipertonia (wzmoczone napięcie mięśniowe) lub hipotonia (osłabione napięcie mięśniowe). Napięcie mięśniowe może być sklasyfikowane jako występujące z aktywacją nerwową lub bez aktywacji nerwowej. Napięcie bez aktywacji nerwowej możemy zaliczyć do właściwości lepko-sprężystych mięśnia (Davidoff 1992). Zwiększone napięcie mięśniowe ogranicza dopływ krwi, co powoduje większą męczliwość mięśni i spowalnia ich regenerację. Mechanizm regulacji napięcia mięśniowego nie jest do końca poznany. Nie występują także określone normy napięcia mięśniowego dla danych mięśni. Dotychczasowe badania wskazują jedynie na różnice w sztywności, elastyczności i napięciu mięśniowym u osób w różnym wieku i różnej płci; mężczyźni mają większe napięcie spoczynkowe oraz sztywność mięśniową od kobiet, a młodszy ludzie (wiek 18-35) mniejszą sztywność i napięcie spoczynkowe oraz większą elastyczność od osób starszych (wiek 65-90) (Agyapong-Badu i wsp. 2016).

Chcąc lepiej zobrazować pojęcie napięcia mięśniowego oraz określić jego związek ze wspomnianym już modułem sprężystości, możemy posłużyć się przykładem (w przybliżeniu) czystego naprężenia. Jest nim to, działające przez ścięgno na tkankę kostną w rejonie przyczepu mięśniowego; gdzie oś ścięgna określać będzie kierunek siły osiowej, a wartość tej siły (naprężenia) będzie miarą tonusu spoczynkowego danego mięśnia (Baumgart 2000). W celu dokładnego oszacowania wartości naprężenia przyczepu

mięśniowego musimy wziąć pod uwagę sześć różnych elementów składowych siły działającej na tkankę kostną: trzy składowe działające prostopadle do trzech różnych płaszczyzn układu współrzędnych oraz trzy elementy naprężenia ścinającego działające w trzech różnych płaszczyznach. Efektem działania tych sześciu komponentów naprężenia będą odpowiednio:

- trzy bezpośrednie komponenty odkształceń, które opisują względne wydłużenie struktury w kierunkach trzech osi układu współrzędnych (odkształcenie osiowe oznaczające rozciągnięcie lub ściskanie);
- trzy składniki odkształceń ścinających, z których każdy opisuje zmianę kątów między dwiema krawędziami struktury (odkształcenie ścinające będące zmianą kąta między dwiema liniami struktury, które pierwotnie były prostopadłe do siebie).

Jak wynika z przedstawionego przykładu, do oszacowania wartości naprężenia, czy innych właściwości lepko-sprężystych, potrzeba aż 36 niezależnych równań dla 36 współczynników sprężystości (w praktyce tylko 21 współczynników jest naprawdę niezależnych w przypadku ciała ogólnie anizotropowego). Jeśli odnosimy się do anizotropowej (ale elastycznej) struktury, jaką jest mięsień, definicja sztywności w ujęciu biomechanicznym staje się więc bardziej skomplikowana, ponieważ musimy wziąć pod uwagę różną orientację osi głównej opisywanej struktury względem konfiguracji obciążenia. Do dokładnego opisu sztywności mięśniowej potrzebujemy zatem kalkulacji więcej niż jednego modułu sprężystości, aby odróżnić orientację wspomnianej osi struktury w stosunku do konfiguracji obciążenia (Baumgart 2000).

W literaturze dotyczącej właściwości lepko-sprężystych mięśni szkieletowych występuje także pojęcie pasywnej sztywności mięśniowej (z ang. *passive muscle stiffness*). Określa się je jako zdolność mięśni szkieletowych do zwiększania swojej długości bez aktywacji, jak to ma miejsce przy rozciąganiu biernym. Sztywność pasywna determinowana

jest zarówno na poziomie mikro-, jak i makroskopowym, przez mostki poprzeczne, tytynę oraz powięź otaczającą mięsień (Janecki i wsp. 2011). Innymi słowy, sztywność pasywna jest to zależność między długością włókien mięśniowych, a ich napięciem w spoczynku. Zbyt duża sztywność pasywna jest tożsama z hipertonią, a więc wzmożonym napięciem spoczynkowym mięśnia. Analogicznie, zbyt niska sztywność pasywna oznacza hipotonię, a więc obniżone napięcie spoczynkowe mięśni szkieletowych. Poziom sztywności pasywnej będzie także ściśle związany z zakresem ruchu w stawie, siłą mięśniową i ostatecznie z możliwościami motorycznymi danej osoby. Zarówno zakres ruchu w danym stawie, jak i wartość maksymalnego skurczu dowolnego danego mięśnia są łatwe do oszacowania podczas badania fizykalnego. Pomiar sztywności pasywnej jest jednak zjawiskiem bardziej złożonym, gdzie najczęściej stosowane w badaniu fizykalnym skale kliniczne są niedokładne i mocno subiektywne (Fleuren i wsp. 2010). Nie może być on też pomiarem wyizolowanym; wpływ na wartość sztywności pasywnej, mięśnia w odniesieniu do zakresu ruchomości w danym stawie, mają również: sztywność torebek stawowych, ścięgien, aparatu więzadłowego i powięzi. Tak więc wiele elementów układu ruchu odpowiedzialnych jest za ruchomość danego elementu (Brandenburg i wsp. 2015).

Do opisu właściwości tkanki mięśniowej możemy się również posłużyć pojęciem tzw. sztywności dynamicznej (z ang. *dynamic muscle stiffness*). Chociaż jest ona miarą odporności danej tkanki na siłę zewnętrzną, powodującą jej odkształcenie; zależy także od takich zmiennych jak: prędkość kątowa, przyspieszenie kątowe czy amplituda drgań (Schneider i wsp. 2015). W związku z tym pojęcia sztywności dynamicznej nie możemy wystosować bezpośrednio z biomechanicznego opisu sztywności. Technologia pomiarowa, za pomocą której możemy określić wartość sztywności dynamicznej, nazywana jest miotonometrią. Urządzeniem wykorzystującym ową technologię jest aparat MyotonPRO. Miotonometria, jako jedna z metod pomiarowych wykorzystanych w niniejszej rozprawie

doktorskiej, zostanie szerzej opisana w podrozdziale poświęconym obiektywnym metodom ilościowego pomiaru sztywności mięśniowej.

3. Wysiłek fizyczny o charakterze ekscentrycznym

Jednym z kryteriów podziału wysiłku fizycznego; obok jego długości, intensywności czy rodzaju przemian energetycznych, jest rodzaj skurczu włókien mięśniowych. W podziale tym wyróżniamy cztery rodzaje wysiłku fizycznego:

- wysiłek statyczny, w którym przeważają izometryczne skurcze mięśni, gdzie zmiana napięcia mięśniowego nie powoduje zmiany długości włókien mięśniowych;
- wysiłek dynamiczny z przewagą skurczów izotonicznych, charakteryzujących się zmianą długości włókien mięśniowych, bez zmiany ich napięcia;
- wysiłek koncentryczny, w którym dominują koncentryczne skurcze mięśni, gdzie pod wpływem generowanego przez mięsień napięcia dochodzi do zmniejszenia jego długości;
- wysiłek ekscentryczny, z przewagą skurczów ekscentrycznych, w których dochodzi do zwiększenia długości włókien mięśniowych pod wpływem działającej siły zewnętrznej (Wojtasik i wsp. 2015).

Stosowanie treningu z przewagą ćwiczeń ekscentrycznych, będzie powodowało większy przyrost siły skurczu niż ten, w którym dominują skurcze koncentryczne. Siła skurczu, jako jeden z podstawowych elementów decydujących o możliwościach motorycznych, będzie zależna głównie od przekroju poprzecznego danego mięśnia. Choć w początkowym etapie treningu wzrost siły skurczu osiągany jest głównie przez poprawę koordynacji nerwowo-mięśniowej (np. zwiększenie zdolności rekrutacji szybkich jednostek motorycznych), to przy jego kontynuacji głównego znaczenia nabiera zjawisko hipertrofii. Polega ono na przeroście włókien mięśniowych i zwiększeniu ogólnej masy mięśniowej. Izolowany trening ekscentryczny będzie prowadził głównie do zwiększenia średnicy

włókien mięśniowych szybko-kurczliwych. Jednakże włączenie do jednostki treningowej również skurczów koncentrycznych, spowoduje także wzrost średnicy włókien wolno-kurczliwych. Hipertrofia następuje głównie dzięki zwiększeniu się zawartości białek kurczliwych i białek cytoplazmatycznych w włóknie mięśniowym, przy jednoczesnym podniesieniu poziomu aktywności enzymów proteolitycznych. Innymi słowy, hipertrofia będzie związana ze wzrostem liczby oraz średnicy miofibrili oraz ze zwiększeniem się ich gęstości, przez zmniejszenie ogólnej ilości sarkoplazmy (Górski 2008).

Efektom adaptacji do procesu treningowego, oprócz przyrostu siły skurczu, jest też związany z nim wzrost odporności danego mięśnia na zmęczenie. Zachodzi on między innymi dzięki zmniejszeniu liczby jednostek motorycznych zaangażowanych w dane zadanie ruchowe, dzięki opisanym powyżej procesom hipertrofii. Zmęczenie rozwijające się w mięśniach, jest elementem tzw. zmęczenia obwodowego. Podczas wysiłku fizycznego na poziomie maksymalnym i submaksymalnym, w wyniku aktywacji beztlenowych przemian energetycznych i akumulacji jonów wodorowych, dochodzi do silnego obniżenia pH, zwolnienia tempa produkcji ATP; a tym samym zmniejszenia ilości energii uzyskanej z hydrolizy ATP oraz zużycia zasobów fosfokreatyny i glikogenu. Powoduje to między innymi zmniejszenie możliwości rozwijania siły czy mocy maksymalnej (zarówno na poziomie pojedynczych mostków aktynowo-miozynowych, jak i całego mięśnia) oraz zmniejszenie szybkości skracania się włókien mięśniowych i szybkości relaksacji. Tłumaczy to związek zakwaszenia z wystąpieniem zmęczenia obwodowego. W wyniku intensywnego treningu na poziomie maksymalnym i submaksymalnym, przy niewystarczającej podaży tlenu i aktywacji procesów przemian beztlenowych, dochodzi zazwyczaj do hipoksji (niedotlenienia), a następnie reperfuzji (przekrwienia) mięśni. W warunkach stresu oksydacyjnego wzrasta stężenie wolnych rodników tlenowych, co w wyniku peroksydacji lipidów błonowych zmienia przepuszczalność błony komórkowej włókna mięśniowego. Do

silniejszej hipoksji i reperfuzji dochodzi w wyniku ćwiczeń ekscentrycznych i izometrycznych. Potwierdza to zwiększona aktywność enzymów wewnątrzkomórkowych w osoczu krwi oznaczanych po wysiłku. Stąd też wniosek, że wysiłek fizyczny o charakterze ekscentrycznym (w większym stopniu niż wysiłek koncentryczny) prowadzi do mikrouszkodzeń komórek mięśniowych (inaczej ich rabdomiolizy) (Górski 2008).

4. Zespołu opóźnionej bolesności mięśniowej

Wzmoczony wysiłek fizyczny z przewagą skurczów o charakterze ekscentrycznym może prowadzić do wystąpienia zespołu opóźnionej bolesności mięśniowej (z ang. *delayed onset muscle soreness: DOMS*) (Jaskólska i wsp. 2002). Wiąże się to z szeregiem zmian w fizjologii i biochemii tkanki mięśniowej, mogących prowadzić do przeciążeń oraz mikrouszkodzeń zwiększających ryzyko kontuzji i obniżających wydolność pracy mięśnia. Skurcze ekscentryczne na poziomie maksymalnym i submaksymalnym generują duże obciążenia mechaniczne, co może powodować mikrouszkodzenia w architekturze włókien mięśniowych (Guilhem i wsp. 2010). Powszechnie przyjmuje się, że DOMS spowodowany jest nagromadzeniem się czynników prozapalnych w przestrzeni zewnątrzkomórkowej, w rejonie miejsca uszkodzenia. Substancje te uwrażliwiają wolne zakończenia nerwowe i aktywują receptory bólu z grupy IV (Zainuddin i in. 2005). W rezultacie DOMS objawia się między innymi miejscową zwiększoną wrażliwością na ból (Nie i wsp. 2005). Uczucie bólu pojawia się od 8 do 12 godzin po wysiłku, osiąga szczyt między 12 a 36 godziną i wraca do stanu wyjściowego w czasie od 8 do 10 dni (Hyldahl i Hubal 2014). Wiele badań próbowało wyjaśnić szczegółowe mechanizmy powstawania DOMS, dzieląc możliwe przyczyny na dwie kategorie: pierwotne mikrouszkodzenia, które powstają podczas samej pracy ekscentrycznej w wyniku nadmiernego mechanicznego obciążenia mięśni (Lacourpaille i wsp. 2014) oraz wtórne uszkodzenia, które związane są z powysiłkową odpowiedzią zapalną

(Close i wsp. 2005). Uszkodzeniu może ulec nawet do 50% włókien mięśniowych, głównie na poziomie linii Z, gdzie stwierdza się martwicę komórek mięśniowych oraz wzrost stężenia czynników prozapalnych (Górski 2008).

Uważa się, że sekwencja zdarzeń, prowadząca do uszkodzenia włókien mięśniowych spowodowanego intensywną pracą mięśni z przewagą skurczów ekscentrycznych, rozpoczyna się od mechanicznego uszkodzenia sarkomerów, w konsekwencji następuje kolejno: upośledzenie cyklu rozciągnięcie-skurcz, gwałtowne zanurzenie homeostazy wapniowej i ostatecznie aktywacja wapnio-zależnych procesów degradacyjnych (Peake i wsp. 2005a). Kiedy w trakcie skurczu dochodzi do wydłużenia miofibrilli, sarkomery zwiększają swoją długość odpowiednio do sił naprężających, działających na włókno mięśniowe. Jednakże słabsze sarkomery pochłaniają często więcej energii i ich stosunek długości do naprężenia zmienia się wraz ze wzrostem siły rozciągającej do momentu, po którym dochodzi do przeciążenia i uszkodzenia. Podczas fazy rozluźnienia mięśni, miofilamenty nadmiernie rozciągniętych sarkomerów nie mogą połączyć się ponownie, powodując wspomniane zakłócenia cyklu rozciągnięcie-skurcz. To strukturalne zaburzenie może rozprzestrzenić się na sąsiednie obszary mięśnia i ostatecznie doprowadzić do uszkodzenia błon retikulum sarkoplazmatycznego, kanalików poprzecznych lub sarkolemy. Skutkuje to swobodnym napływem jonów wapniowych do sarkoplazmy i gwałtownym wzrostem ich stężenia wewnątrz komórki mięśniowej, gdzie aktywują one wspomniane wyżej szlaki proteolityczne związane z degradacją i regeneracją włókien mięśniowych. Przykładowo, enzymy szlaków proteolitycznych mogą przyciągać neutrofile w miejsce uszkodzenia tkanki, przyczyniając się do dalszej degradacji tkanki mięśniowej (Proske i Allen 2005). Mikrouszkodzenia włókien i zmiany w architekturze miofilamentów prowadzą także do wzrostu stężenia tzw. indykatorów stanu zapalnego. Obserwowany jest m.in. znaczny wzrost kreatyniny w osoczu, świadczący o uszkodzeniu włókien mięśniowych.

Ponadto w czasie wysiłku fizycznego dochodzi do ogólnoustrojowego uwalniania i infiltracji leukocytów oraz do wydzielania cytokin, czyli drobnocząsteczkowych białek regulatorowych dla wielu procesów komórkowych i metabolicznych (w szczególności wydzielane są interleukiny odpowiedzialne za regulację odpowiedzi immunologicznej i zapalnej) (Jurkowski i wsp. 2006).

Warto jednak zwrócić uwagę również na pozytywne aspekty, czy właściwe znaczenie wystąpienia DOMS. Jest to niewątpliwie jedna z form ochrony układu ruchu: przeciążeniem, przetrenowaniem, a nawet poważniejszym urazem. Wystąpienie zmęczenia oraz bólu w trakcie lub po intensywnym wysiłku, oprócz subiektywnych odczuć ćwiczącego, powoduje także obniżenie zdolności wytwarzania siły czy wydłużenie czasu rozkurczu (Wojtasik i wsp. 2015). Warto również zauważyć, iż stopień uszkodzenia włókien zależy od rodzaju wykonywanych skurczów mięśniowych i zmniejsza się wraz z procesem adaptacji mięśni do wysiłku. Procesy adaptacyjne zachodzą szybciej u osób, które wcześniej nie uprawiały regularnie aktywności fizycznej. Tak więc u osób nietrenujących, po jednokrotnym intensywnym wysiłku o charakterze ekscentrycznym, z dużym prawdopodobieństwem wystąpi większa bolesność. Jednocześnie większe będą również procesy adaptacyjne. Wprowadzenie ćwiczeń ekscentrycznych do regularnego treningu nie będzie już powodowało DOMS oraz mikrouszkodzeń strukturalnych w obrębie włókien mięśniowych, a tym samym miejscowej odpowiedzi prozapalnej (Janecki i in. 2011). Wspomniane powyżej procesy naprawcze, zachodzące w mięśniu po intensywnym wysiłku z przewagą skurczy ekscentrycznych, takie jak naprawa uszkodzonych sarkomerów, wzmocnienie błon komórkowych czy strukturalna reorganizacja białek, będą prowadziły do szybkiej adaptacji układu ruchu na ten rodzaj treningu (Lehti i wsp. 2007). Dzięki temu powysiłkowe reakcje zapalne, pośrednio odpowiedzialne za DOMS po jednokrotnym wysiłku o charakterze ekscentrycznym, przy kolejnym powtórzeniu wywołają już swoisty

efekt ochronny, a bolesność nie wystąpi. Jak podaje literatura, mięśnie narażone na uszkodzenia spowodowane pracą ekscentryczną, stają się odporne na ten bodziec nawet do kilku tygodni (Górski 2008).

Prowadząc rozważania na temat intensywnego wysiłku o charakterze ekscentrycznym, należy wyjaśnić jego związek z nagłym powysiłkowym spadkiem wartości pH w włóknach mięśniowych. Jak już wspomniano powyżej, intensywny wysiłek fizyczny na poziomie submaksymalnym i maksymalnym, związany z niedostateczną podażą tlenu do pracującego mięśnia, będzie powodował aktywację procesów glikolizy beztlenowej. W rezultacie w tkance mięśniowej dochodzi do akumulacji jonów wodorowych i silnego obniżenia pH, nawet do wartości 6,2. W wyniku wspomnianych procesów metabolicznych zwiększa się stężenie mleczanu w włóknach mięśniowych. Prowadzi to między innymi do: obniżenia maksymalnej szybkości skracania mięśnia, zmniejszenia maksymalnej wielkości siły izometrycznej czy mocy maksymalnej (poprzez zmniejszenie siły rozwijanej przez pojedyncze mostki aktynowo-miozynowe oraz spadek tempa wiązania jonów wapnia z troponiną). Zakwaszenie uważano dawniej również za przyczynę DOMS (stąd popularna nadal nazwa określająca to zjawisko jako „zakwasy”). Jednakże, jak wynika z przedstawionej na początku bieżącego podrozdziału linii czasowej przebiegu DOMS, szczyt bolesności przypada w okresie od 12 do 36 godzin po wysiłku, kiedy to wartości stężenia kwasu mlekowego są bliskie wartościom spoczynkowym. Tak więc powysiłkowy krótkotrwały wzrost stężenia mleczanu nie może być bezpośrednią przyczyną DOMS, choć oczywiście jest on jednym z następstw intensywnego wysiłku o charakterze ekscentrycznym (Górski 2008).

5. Mięsień czworoboczny grzbietu

5a. Budowa anatomiczna

Mięsień czworoboczny grzbietu, a w szczególności jego część zstępująca, często charakteryzuje się wzmożonym napięciem i zwiększoną sztywnością (Kawczyński i wsp. 2018). Anatomicznie m. czworoboczny grzbietu zalicza się od grupy powierzchownych mięśni grzbietu, które dzielą się na trzy warstwy: powierzchnną, pośrednią oraz głęboką. Dodatkowo warstwę powierzchownych mięśni grzbietu możemy podzielić na dwie podgrupy: mm. kolcowo-ramienne (*mm. spinohumerales*), których przyczepy końcowe znajdują się na kończynie górnej, układające się w dwie warstwy (m. czworoboczny, m. najszerszy grzbietu, m. równoległoboczny i m. dźwigacz łopatki) oraz na mm. kolcowo-żebrowe (*mm. spinocostales*), do których należą mm. zębate tylne (Bochenek i Reicher 2010).

Mięsień czworoboczny (*m. trapezius*; z gr. *trapezi* - stół) położony jest najbardziej powierzchownie z mm. kolcowo-ramiennych. Jest mięśniem płaskim, szerokim, o kształcie trójkąta, którego długi bok leży w linii wyrostków kolczystych. Części prawa i lewa mięśnia tworzą razem kształt rombu, przypominający kaptur mnicha (stąd dawna nazwa mięśnia - m. kapturowy). Przyczepy początkowe i końcowe m. czworobocznego różnicują go na trzy części:

- część zstępującą lub górną (z łac. *pars descendens*), której włókna rozpoczynają się na części przyśrodkowej kresy karkowej górnej i guzowatości potylicznej zewnętrznej kości potylicznej oraz więzadle karkowym (do wysokości wyrostka kolczystego siódmego kręgu szyjnego) i biegną skośnie ku dołowi i do boku przyczepiając się do końca barkowego obojczyka;

- część poprzeczną lub środkową (z łac. *pars transversa*), której włókna mają przebieg zbliżony do poziomego i rozpoczynają się na wyrostkach kolczystych górnych kręgów piersiowych oraz odpowiednich częściach więzadła nadkolcowego i kierują się do wyrostka barkowego i do grzebienia łopatki;

- część wstępującą lub dolną (z łac. *pars ascendens*), której włókna biegną od wyrostków kolczystych dolnych kręgów piersiowych skośnie ku górze, przechodząc nad trójkątnym początkiem grzebienia łopatki i kończąc się na części przyśrodkowej brzegu górnego grzebienia łopatki.

Wąskie ścięgno początkowe tego mięśnia poszerza się w trzech miejscach, z czego najbardziej charakterystyczne jest poszerzenie środkowe, które leży na poziomie siódmego kręgu szyjnego i dwóch górnych kręgów piersiowych. Jest ono widoczne podczas obustronnego skurczu mięśnia i ma kształt dużego ścięgnistego rombu. Płaskie, trójkątne ścięgno końcowe jest również widoczne przez skórę, w rejonie części przyśrodkowej brzegu górnego grzebienia łopatki. Zmienność anatomiczna dotyczy głównie części obojczykowej przyczepu końcowego. Dochodzi wtedy zazwyczaj do jej poszerzenia, które może sięgać aż do przyczepu m. mostkowo-obojczykowo-sutkowego, chociaż zdarza się też jej wyraźne zredukowanie, a nawet brak. Mięsień czworoboczny posiada dwie kaletki maziowe: pod skórą, na wyrostku kolczystym siódmego kręgu szyjnego oraz między początkiem grzebienia łopatki, a ścięgnem części wstępującej. Jest on unaczyniony przez tętnicę poprzeczną szyi oraz tętnicę nadłopatkową odchodzącą od tętnicy podobojczykowej. W mniejszym stopniu unaczyniają go również gałązki grzbietowe tętnic międzyżebrowych tylnych, tętnica potyliczna oraz gałąź tętnicy szyjnej zewnętrznej. Mięsień czworoboczny, podobnie jak mostkowo-obojczykowo-sutkowy, jest unerwiony podwójnie: przez gałąź zewnętrzną nerwu dodatkowego (XI) oraz przez gałązki splotu szyjnego (C 2–4) (Bochenek i Reicher 2010).

5b. Czynność mięśnia

W związku z budową anatomiczną, działanie poszczególnych części m. czworobocznego na obręcz kończyny górnej jest różne. Część zstępująca mięśnia unosi staw ramienny ku górze, co określane jest jako gest „wzruszania ramionami” lub „powątpiewania”. W ruchu tym część zstępująca wspomagana jest przez m. dźwigacz łopatki i m. równoległoboczny. Część ta będzie również aktywizowana przy dźwiganiu ciężarów przez staw ramienny. Przy ustalonym przyczepie końcowym, a więc stawie ramiennym, część zstępująca będzie odpowiedzialna za zginanie głowy do tyłu oraz częściowo do boku i odwracanie głowy w stronę przeciwną. Część poprzeczna będzie natomiast odpowiedzialna głównie za ruch zbliżania łopatek do kręgosłupa. Część wstępująca obniża łopatkę i staw ramienny oraz przy ustalonej obręczy barkowej, unosi tułów ku górze. Poszczególne części mięśnia mogą też współpracować ze sobą w ruchu rotacji łopatki, gdzie ruchy obrotowe łopatki odbywają się wokół jej osi strzałkowej. Obniżenie kąta bocznego łopatki będzie powodowało jej rotację na zewnątrz. Ruch ten zachodzi przy współpracy z mm. równoległobocznymi, m. dźwigaczem łopatki oraz m. piersiowym mniejszym. Znacznie ważniejsza będzie jednak rotacja do wewnątrz, za którą odpowiedzialny jest również m. zębaty przedni. Dzięki temu ruchowi kąt górny łopatki zbliża się do kręgosłupa, dolny przesuwa się do przodu i bocznie, a panewka stawowa kieruje się ku górze. Innymi słowy, łopatka obraca się wydrążeniem stawowym ku górze. Pozwala to na bardzo ważny ruch unoszenia ramienia ponad linię barków, czyli odwodzenia kończyny górnej powyżej kąta 90°. Skurcz całego mięśnia będzie cofał staw ramienny i zbliżał łopatkę do klatki piersiowej, a skurcz asymetryczny, we współpracy z innymi mięśniami grzbietu, spowoduje boczne pochylenie tułowia i głowy. Asymetria w budowie i sile m. czworobocznego grzbietu jest zjawiskiem bardzo częstym, gdzie storna prawa jest silniejsza i bardziej rozbudowana od lewej (u osób praworęcznych). W działaniu mięśnia przeważa

zazwyczaj składnik unoszący obręcz nad opuszczającym, a więc część zstępująca mięśnia jest silniejsza od wstępującej. Wynika to po części z faktu, iż obniżanie łopatki wymaga mniejszego wysiłku, gdyż jest zgodne z siłą grawitacji. Ponadto część wstępująca jest trudniejsza do aktywizacji podczas ćwiczeń mięśni grzbietu. Jej osłabienie powoduje odstawanie kąta dolnego łopatki. W przypadku porażenia m. czworobocznego, staw ramienny jest opuszczony i wysunięty do przodu, a brzeg przyśrodkowy łopatki ustawiony skośnie od góry ku dołowi i do wewnątrz (Bochenek i Reicher 2010, Narkiewicz 2010).

5c. Zależność pomiędzy stanem funkcjonalnym mięśnia czworobocznego grzbietu, a ryzykiem kontuzji i bóli okolicy obręczy barkowej kończyny górnej

Jak pokazano wyżej, skoordynowana aktywność części zstępującej i wstępującej m. czworobocznego, wraz z m. zębatym przednim, jest niezbędna do prawidłowego obrotu łopatki ku górze. Nieprawidłowa kinematyka ruchów rotacyjnych łopatki, określana również jako zaburzenie rytmu ramiennie-łopatkowego, spowodowana jest między innymi zmianą równowagi siły mięśniowej. Wiąże się to z osłabieniem m. nadgrzebieniowego oraz części wstępującej m. czworobocznego grzbietu, przy jednoczesnej zwiększonej aktywności części zstępującej tego mięśnia (Leong i wsp. 2016). Powoduje to zmniejszenie rotacji łopatki do wewnątrz i uniesienie głowy kości ramiennej ku górze przez m. naramienny oraz zmniejszenie odległości pomiędzy wyrostkiem barkowym łopatki, a głową kości ramiennej. Tym sposobem zaburzenia funkcjonalne wyżej wymienionych mięśni mogą prowadzić do wystąpienia tzw. zespołu ciasnoty podbarkowej (z ang. *subacromial impingement syndrome: SAIS*), który jest jedną z głównych przyczyn bóli przewlekłych okolicy barku (Michener i in. 2003). Uważa się, że SAIS wiąże się ściśle z uszkodzeniem pierścienia rotatorów (w którego skład wchodzi: m. nadgrzebieniowy, m. podgrzebieniowy, m. obły

mniejszy oraz m. podłopatkowy) i w konsekwencji z wystąpieniem miejscowego stanu zapalnego z obrzękiem i bólem. SAIS dotyczy wielu dyscyplin sportowych, w których duże znaczenie mają ruchy kończyny górnej powyżej linii obręczy barkowej, takich jak: koszykówka, pływanie czy sporty raketowe (Leong i wsp. 2016). Wynika to z faktu, że taka specyfika ruchu wymaga dużego zaangażowania mięśni stabilizujących łopatkę i umożliwiających jej rotację wewnętrzną w celu nie tylko odwodzenia kończyny górnej powyżej kąta 90°, ale również transmisji energii z kończyn dolnych i tułowia do kończyny wykonującej rzut, odbicie czy pchnięcie (Burkhart i wsp. 2003). Co istotne z punktu widzenia niniejszej rozprawy, sportowców z tendinopatią stożka rotatorów i zaburzeniami rytmu ramiennie-łopatkowego cechuje zwiększona sztywność i aktywność części zstępującej m. czworobocznego grzbietu (Leong i wsp. 2016). Jak sugerują autorzy, monitorowanie i utrzymywanie prawidłowego poziomu sztywności tego mięśnia oraz właściwego balansu w aktywności jego poszczególnych części; zapewni prawidłowy rytm ramiennie-łopatkowy i ma zasadnicze znaczenie w zapobieganiu tendinopatii stożka rotatorów i zespołowi ciasnoty podbarkowej.

6. Metody pomiaru sztywności mięśniowej

6a. Elastografia fali poprzecznej

Początkowo elastografia fali poprzecznej (z ang. *Shear Wave Elastography: SWE*) wykorzystywana była do różnicowania złośliwych i łagodnych zmian nowotworowych w tkankach węzłów chłonnych, piersi czy wątroby (Ferraioli i in. 2014). Technologia ta została opracowana już w latach 90-tych XX wieku. Jednakże dopiero w ostatnich latach zastosowanie elastografii, jako nieinwazyjnej i obiektywnej metody pomiaru sztywności mięśni i ścięgien, stało się bardziej powszechne osiągając wysoką rzetelność i powtarzalność

pomiarów (Taş i wsp. 2017, Feng i wsp. 2018). Ponadto większość dotychczasowych metod, określających sztywność mięśni szkieletowych w sposób pośredni, dotyczyła jej oceny wzdłuż osi podłużnej mięśnia. Elastografia natomiast, zakłada pomiar modułu sprężystości dokonywany na przekroju poprzecznym brzośca mięśniowego, w miejscu przyłożenia głowicy generującej falę ultradźwiękową (Nordez i wsp. 2009). Zapewnia ona tym samym pomiar izolowany, bez wpływu na jego wynik właściwości lepko-sprężystych innych struktur, takich jak: elementy ścięgna, powięzi czy aparat torebkowo-więzadłowy (Brandenburg i wsp. 2015). SWE zapewnia więc bezpośredni i nieinwazyjny pomiar miejscowego modułu sprężystości danego mięśnia, w czasie rzeczywistym. Z uwagi na te cechy, elastografia może mieć istotnie znaczenie w diagnostyce i rehabilitacji pourazowej układu mięśniowo-szkieletowego oraz we wspomaganiu procesu leczenia przewlekłego bólu mięśniowo-powięziowego (Bamber i wsp. 2013).

Obecnie w klinicznej ocenie sztywności mięśni i badaniu przedmiotowym dominuje technika palpacji manualnej. Jednakże to technologia elastografii pozwala w pewien sposób przekształcić obraz ultrasonograficzny, w dane pokazujące obiektywne wartości modułu sprężystości badanej tkanki. Tym samym może ona zastąpić subiektywną ocenę palpacyjną sztywności, wiarygodnymi danymi liczbowymi (Brandenburg i wsp. 2015). Zastosowanie w SWE głowicy generującej falę ultradźwiękową do oceny miejscowego modułu sprężystości, będącego odpowiednikiem sztywności badanego mięśnia; zostało szeroko opisane w literaturze na przestrzeni ostatnich 20-stu lat (Gennisson i in. 2005, Nordez i in. 2008 i 2009, Shinohara i in. 2010, Taş i in. 2017). Technologia elastografii wykorzystuje wspomniane wyżej fale poprzeczne, powodując deformację badanej tkanki (Eby i in. 2013). Wspomniana deformacja widoczna jest w postaci fali poprzecznej, rozchodzącej się w głąb badanej tkanki z określoną prędkością. Innymi słowy SWE określa sztywność badanej tkanki w oparciu o rejestrację zmiany prędkości propagacji akustycznej fali poprzecznej.

Zmiany te można wykorzystać do oceny właściwości sprężystych tkanek, ponieważ wraz ze wzrostem sztywności badanej tkanki, wzrasta prędkość rozchodzenia się fali poprzecznej (Gennisson i wsp. 2005). Szacowany przy pomocy elastografii moduł sprężystości związany jest liniowo z modułem Younga. Określa on zależność pomiędzy względnym odkształceniem liniowym materiału a naprężeniem, jakie w nim występuje i podawany jest w kilopaskalach (kPa, czyli N/m^2) (Lacourpaille i in. 2017). Wspomniana zależność oraz sama technologia elastografii zostały szerzej opisane w rozdziale trzecim niniejszej rozprawy, poświęconym metodologii badań. Większość wcześniejszych badań poświęconych powysiłkowym zmianom sztywności mięśni, charakteryzowała te zmiany jedynie w sposób pośredni; a więc na podstawie wzrostu napięcia biernego, związanego z ograniczeniem ruchomości stawowej czy możliwości wysiłkowych mięśnia. Obecnie liczne eksperymenty naukowe potwierdzają rzetelność i zasadność stosowania elastografii, w szacowaniu powysiłkowych zmian sztywności tkanki mięśniowej w sposób bezpośredni i precyzyjny (Niitsu i wsp. 2011, Green i wsp. 2012). Pozwala to na ocenę wielkości uszkodzeń mięśni, wywołanych wysiłkiem fizycznym oraz ich zdolności regeneracyjnych po intensywnym wysiłku, urazach lub w chorobach zwyrodnieniowych. SWE zyskuje tym samym na znaczeniu w ocenie klinicznej sportowców (Lacourpaille i wsp. 2017).

Jednakże koszt niezbędnej aparatury pomiarowej oraz wymagana wiedza techniczna ograniczają szersze zastosowanie kliniczne elastografii (Feng i wsp. 2018). Dostęp do SWE może być ograniczony nawet w dużym szpitalu czy instytucie badawczym. Zakup zaawansowanego technologicznie aparatu ultrasonograficznego, posiadającego funkcję elastografii, jest przeważnie niezwykle trudny w realizacji, dla większości mniejszych klinik i gabinetów rehabilitacyjnych czy klubów sportowych. Wynika to z wysokiej ceny aparatu ultrasonograficznego oraz kosztów jego utrzymania. Dodatkowo wykonanie pomiaru modułu sprężystości, przy użyciu powyższej technologii, wymaga dostępu do laboratorium.

W związku z tym SWE będzie miało niewielkie zastosowanie w warunkach treningowych czy startowych. Dlatego też popularyzacja przenośnego i relatywnie taniego w zakupie i eksploatacji urządzenia do pomiaru sztywności mięśni i ścięgien, wydaje się być tak istotna, dla precyzyjnej i ogólnodostępnej diagnostyki układu ruchu w sporcie i rehabilitacji.

6b. Miotonometria

W nawiązaniu do zdania kończącego poprzedni podrozdział, urządzenie spełniające powyższe kryteria zostało opatentowane już w latach 70-tych ubiegłego stulecia (Gervasi i wsp. 2017). Aparat o nazwie MyotonPRO (Myoton AS, Tallin, Estonia), wykorzystujący technologię miotonometrii; pozwala na nieinwazyjny, dokładny i czuły pomiar właściwości mechanicznych tkanek miękkich położonych powierzchownie. Twórcą i prekursorem stosowania metody miotonometrii jest A. Vain, doktor biologii związany z Uniwersytetem w Tartu w Estonii, który większość swojej kariery zawodowej poświęcił właśnie badaniom i opracowywaniu rozwiązań do oceny napięcia i właściwości biomechanicznych mięśni szkieletowych. Miotonometria jest więc alternatywną metodą, pozwalającą na ilościowe określenie właściwości lepko-sprężystych tkanek miękkich, w tym sztywności mięśniowej, także u sportowców (Gervasi i wsp. 2017). Co więcej, wykazano jej wysoką rzetelność również w badaniach m. czworobocznego grzbietu (Viir i wsp. 2006, Kawczyński i wsp. 2018). Dla potwierdzenia wiarygodności aparatu MyotonPRO, uzyskane wyniki pomiarów parametrów mięśniowych zestawiano między innymi z pomiarami wykonanymi przy pomocy elektromiografii (Ditroilo i wsp. 2011) czy elastografii (Kelly i wsp. 2018). Wcześniejsze badania sugerują również dużą wrażliwość tej metody pomiarowej na zmiany sztywności wywołane przez ekscentryczną pracę mięśni (Kawczyński i wsp., 2018).

Urządzenie MyotonPRO do pomiaru parametrów lepko-sprężystych wykorzystuje powierzchniowe odkształcenie tkanek miękkich, spowodowane impulsem mechanicznym (Aird i wsp. 2012). Bazując na zjawisku tłumienia drgań mechanicznych, MyotonPRO umożliwia pomiar trzech podstawowych parametrów, jakimi są: sztywność (wyrażona w N/m), napięcie spoczynkowe (określane przez częstotliwość oscylacji wyrażoną w Hz) oraz elastyczność tkanek (obrazowana przez logarytmiczny spadek oscylacji) (Viir i wsp. 2006). Impuls mechaniczny wywołujący nacisk na powierzchnię skóry nad badanym mięśniem lub ścięgnem, generowany jest przy pomocy niewielkiej sondy umieszczonej w dolnej części urządzenia. Wspomniana sonda dokonuje również rejestracji odpowiedzi tkankowej w postaci drgań. Następnie w przeciągu kilku sekund na ekranie urządzenia widoczny jest wynik pomiaru. Wartości wymienionych wyżej parametrów szacowane są na podstawie krzywej oscylacji drgań. Jak wynika z powyższego opisu, podobnie jak dla elastografii, pomiar wykonywany jest miejscowo, w danym punkcie pomiarowym. W niniejszych badaniach zastosowano wersję aparatu wprowadzoną na rynek w roku 2011. Chociaż podstawowa zasada działania urządzenia jest bardzo zbliżona we wszystkich modelach poprzedzających tę wersję, zastosowano w niej jednak kilka istotnych zmian (w odniesieniu do poprzedniego modelu Myoton-3). Podstawowym ulepszeniem było użycie akcelerometru trójosiowego, który pozwala na pomiar urządzeniem trzymanym nie tylko pionowo, ale także w pozostałych osiach. Daje to większe możliwości wyboru badanej tkanki oraz pozycji pomiarowej (Aird i wsp. 2012).

Jak wynika z cytowanej powyżej literatury oraz opisu technologii pomiarowej, aparat MyotonPRO może zapewnić szybką i obiektywną diagnostykę aparatu ruchu. Może to zwiększyć precyzję wykrywania nawet niewielkich zaburzeń, minimalizując tym samym ryzyko kontuzji. Urządzenie to może być użyte również do monitoringu rekonwalescencji mięśni po wysiłku czy urazach. Stanowi więc bardzo dobrą pomoc diagnostyczną zarówno

dla specjalisty planującego treningi sportowe, jak i fizjoterapeuty czy nawet samego sportowca. Powtórne wykonanie badania tych samych mięśni może posłużyć do obiektywnej oceny wyników zastosowanego treningu czy postępowania rehabilitacyjnego (Gavronski i wsp. 2007). Warto również wspomnieć, iż MyotonPRO wykorzystywany jest także w innych dziedzinach fizjoterapii. Jak już wspomniano, obecnie w jednostkach chorobowych cechujących się patologicznym napięciem mięśniowymi i sztywnością wykorzystuje się najczęściej skale oparte na palpacji, takie jak zmodyfikowana skala Ashworth czy skala Tardieu. Jednakże ich niezawodność bywa kwestionowana w literaturze, gdyż cechuje je znaczna subiektywność i stwarzają one gorsze możliwości porównania uzyskanych wyników (Fleuren i wsp. 2010). W związku z powyższym, aparat MyotonPRO można również stosować u pacjentów z chorobą Parkinsona, do monitorowania zmian sztywności w związku z postępowaniem choroby lub zastosowaną terapią (Marusiak i wsp. 2012) oraz u pacjentów udarowych w fazie podostrej i przewlekłej, do oceny poziomu spastyczności (Chuang i wsp. 2012).

7. Wymiar aplikacyjny pracy

Jak wynika z przedstawionych powyżej doniesień naukowych, zarówno elastografia fali poprzecznej jak i miotonometria charakteryzują się wysoką powtarzalnością, czułością i trafnością w ilościowej ocenie zmian sztywności mięśniowej. Obie metody reprezentują technologie, pozwalające na obiektywny i ilościowy pomiar sztywności biomechanicznej, którego nie można uzyskać na podstawie badania klinicznego i palpacji manualnej. Zarówno miotonometria, jak i elastografia działają na zasadzie modułu Younga i obie wykorzystują zjawisko wibracji, czyli rejestracji pewnego odkształcenia tkanek wywołanego przez siłę zewnętrzną: impuls mechaniczny lub akustyczną falę poprzeczną. Dokonują one pomiaru sztywności w sposób selektywny, jedynie dla wybranego mięśnia i poprzecznie do przebiegu

włókien mięśniowych. Tak więc te z pozoru różne metody pomiarowe, bazują na podobnych założeniach fizycznych.

Jednakże nadal zbyt mało jest publikacji badających zależność między pomiarem sztywności dynamicznej (reprezentowanym przez miotonometrię), a rejestracją zmian modułu sprężystości (wykorzystywaną w elastografii). Z uwagi na relatywnie mniejszy koszt aparatury oraz mniejszy stopień skomplikowania procedury pomiarowej w przypadku miotonometrii, wykazanie takiej zależności byłoby korzystne dla popularyzacji wykorzystania aparatu MyotonPRO do bieżącego monitorowania sztywności mięśniowej w sporcie. Głównym zagadnieniem problemowym powyższych badań była więc niska dostępność elastografii i w związku z powyższym ocena możliwości zastąpienia metody elastografii metodą miotonometrii, jako narzędzia wspomagającego proces treningowy i diagnostykę narządu ruchu sportowca. Stąd też potrzeba empirycznego zestawienia dwóch wybranych metod pomiaru sztywności.

Ponadto w obszarze badawczym dotyczącym fizjologii wysiłku i diagnostyki układu ruchu w sporcie, pojawia się wiele sprzecznych doniesień dotyczących powysiłkowych zmian sztywności mięśniowej oraz związanej z nimi opóźnionej bolesności. Dlatego też, aby zaadresować dwa powyższe problemy badawcze, w niniejszej rozprawie postanowiono określić ilościowe zmiany modułu sprężystości i sztywności dynamicznej części zstępującej m. czworobocznego grzbietu będące rezultatem wysiłku fizycznego o charakterze ekscentrycznym.

II. CEL PRACY I PYTANIA BADAWCZE

1. Cel pracy

Celem pracy było oszacowanie powysiłkowej zmiany sztywności mięśnia czworobocznego grzbietu oraz porównanie wyników pomiaru wykonanego metodą miotonometrii i elastografii.

2. Pytania badawcze

1. Jak zmieni się sztywność części zstępującej mięśnia czworobocznego grzbietu po 24 godzinach od wysiłku fizycznego o charakterze ekscentrycznym?
2. Jaka będzie różnica średnich pomiarów zmiany sztywności wykonanych metodami miotonometrii i elastografii i czy znajdzie pomiędzy nimi zależność liniowa?
3. Czy uczestnicy badania będą odczuwać opóźnioną bolesność mięśnia czworobocznego grzbietu 24 godziny po wysiłku fizycznym o charakterze ekscentrycznym?

III. OSOBY BADANE I METODY BADAWCZE

1. Charakterystyka uczestników badania

Badaniu poddano grupę 14 ochotników (11 mężczyzn i 3 kobiety; wysokość ciała $175,1 \pm 10,4$ cm; masa ciała $73,8 \pm 11,3$ kg) (Tab.1.) w przedziale wiekowym od 20 do 30 r.ż. Uczestnicy zgłosili się do badania dobrowolnie. Wszyscy należeli do populacji studentów Uniwersytetu w Aalborgu (Dania).

Zastosowane kryteria włączenia:

- a) brak bólu w okolicy barku bezpośrednio przed eksperymentem;
- b) brak wcześniejszych urazów okolicy szyi lub barku, mogących ograniczać możliwości wysiłkowe lub powodować wystąpienie objawów bólowych;
- c) brak treningu siłowego w ciągu ostatniego miesiąca;
- d) praworęczność, ze względu na specyfikę budowy urządzenia do ćwiczeń ekscentrycznych m. czworobocznego grzbietu;
- e) brak ogólnych przeciwwskazań medycznych do wykonywania intensywnego wysiłku fizycznego.

Osoby badane zostały poinstruowane, aby w trakcie trwania eksperymentu zachować normalną aktywność dnia codziennego, z wyłączeniem dodatkowej aktywności fizycznej. Zważywszy na to, że ogólny trening siłowy jest wpisany w schemat treningowy większości dyscyplin sportowych, eksperyment nie był skierowany do osób charakteryzujących się wysokim stopniem wytrenowania i wyczynowo uprawiających sport. Badanie zostało zatwierdzone przez Komisję ds. Etyki Badań Naukowych przy Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu i przeprowadzone zgodnie z Deklaracją Helsińską. Każdy z badanych wyraził pisemną zgodę na wzięcie udziału w eksperymencie, po uprzednim zapoznaniu się z informacją o jego przebiegu.

Tab.1. Charakterystyka antropometryczna uczestników badania („d”: odległość między wyrostkiem kolczystym kręgu C7, a wyrostkiem barkowym łopatki, 1/6 „d”: odległość między punktami pomiarowymi)

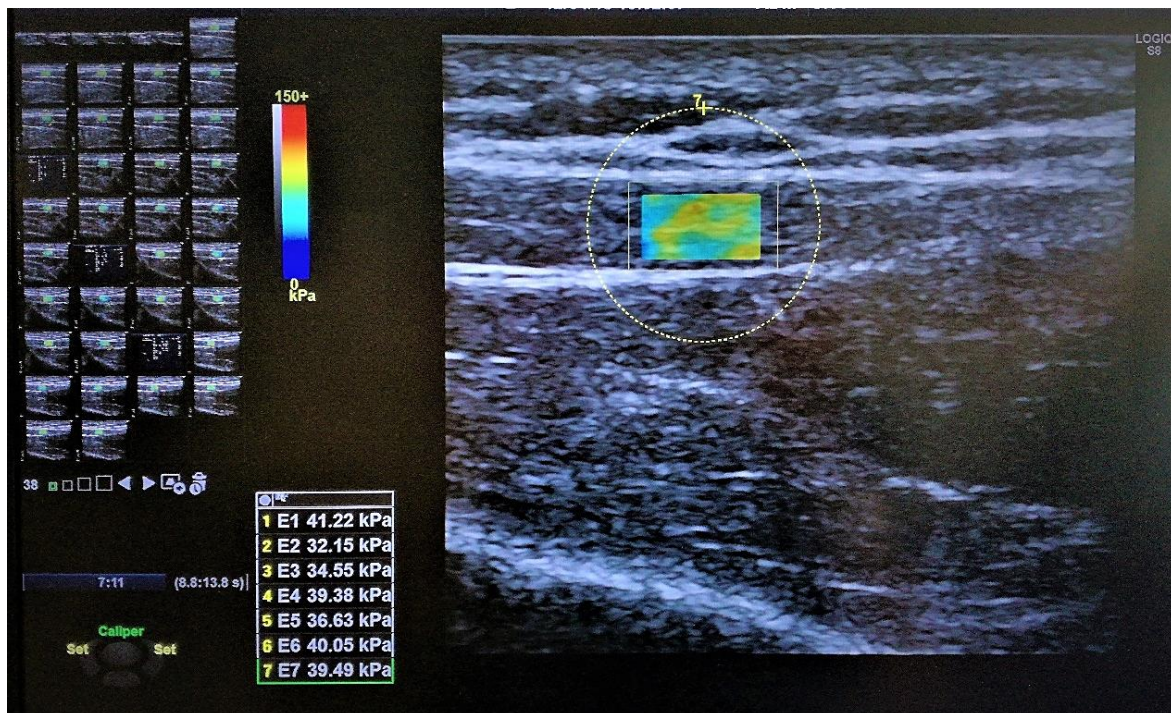
Numer uczestnika	Wiek (lata)	Wysokość ciała (cm)	Masa ciała (kg)	Odległość "d"	1/6 "d"
1	27	182	89	25	4,2
2	29	185	90	22	3,6
3	20	171	73	22	3,6
4	22	184	88	23	3,8
5	21	186	74	24	4
6	19	189	67	22	3,6
7	23	162	52	20	3,3
8	19	180	74	22	3,6
9	23	160	64	19	3,2
10	22	172	73	21	3,5
11	25	180	81	24	4
12	26	162	67	19	3,2
13	24	178	81	22	3,6
14	25	160	60	20	3,3

2. Opis metod badawczych

2a. Elastografia fali poprzecznej

SWE wykorzystuje ciśnienie promieniowania akustycznego wywierane przez czoło fali akustycznej, wraz z jej rozprzestrzenianiem. Dokładniej mówiąc, głowica ultradźwiękowa generuje falę sinusoidalną impulsową o niskiej częstotliwości (100–150 Hz, amplituda 1 mm). Impuls ten powoduje odkształcenie tkanki, rozchodzące się w postaci fali poprzecznej z określoną prędkością. Powstała w ten sposób naddźwiękowa fala poprzeczna wprawia badaną tkankę w wibracje. Dzięki sekwencji obrazowania ultradźwiękowego o bardzo wysokiej częstotliwości odświeżania, która jest w stanie uchwycić w czasie rzeczywistym nawet niewielkie przesunięcia czasowe w echach ultradźwiękowych, rejestrowanie są reakcje tkanki na impuls o niskiej częstotliwości (Nordez i wsp. 2009). Zatem wibracje tkanki generowane są przez samo urządzenie, a nie wywołane przez operatora, co zmniejsza margines błędu pomiarowego. Urządzenie rejestruje zmiany

prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej, w wyniku czego powstaje kolorystyczna mapa sztywności tkanki na wyznaczonym obszarze. Dodatkowo na ekranie ultrasonografu wyświetlane są wartości sztywności obliczone za pomocą modułu Younga (Bercoff i wsp. 2004) (Ryc.1.).



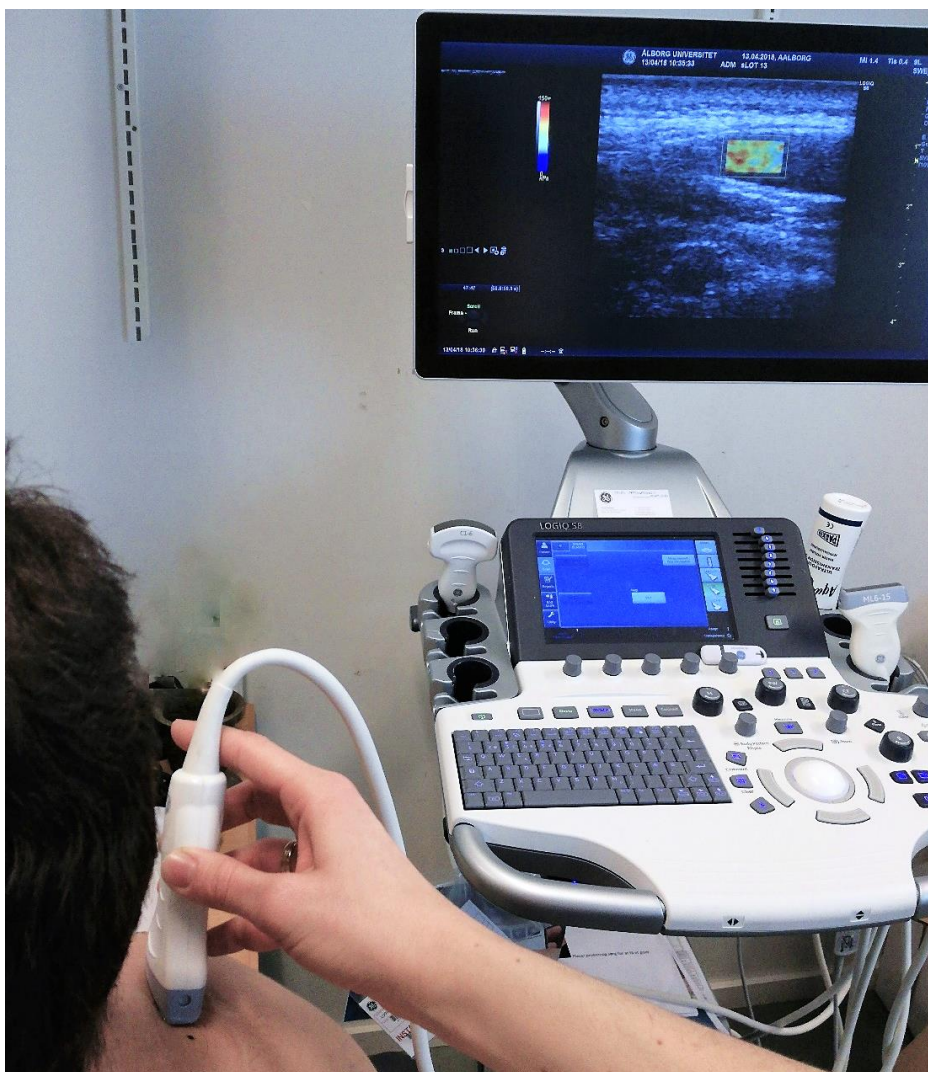
Ryc.1. Pomiar modułu sprężystości części zstępującej mięśnia czworobocznego grzbietu metodą elastografii fali poprzecznej, z wykorzystaniem aparatu LOGIQ S8

Każdemu pikselowi mapy przyporządkowana zostaje zarejestrowana wartość modułu sprężystości, w oparciu o wystandaryzowaną skalę kolorów; tj. zaczynając od najniższych wartości sztywności, którym przyporządkowany jest kolor niebieski, przez kolor zielony, żółty, aż do czerwonego, który oznacza najwyższą sztywność badanej tkanki (Sigrist i wsp. 2017). Prostokątny obszar, na którym dokonywany jest pomiar sztywności, musi być możliwie największy, a jednocześnie najbardziej homogeniczny. Jest on określany jako tzw. obszar zainteresowania (z ang. *region of interest: ROI*) (Ateş i wsp. 2015) (Ryc.1.). Przyjmując założenie liniowości (Bercoff i wsp. 2004) oraz sprężystości (Nordez i wsp.

2008), moduł sprężystości (**E**) uznaje się za odzwierciedlenie pomiaru prędkości propagacji fali poprzecznej wywołanej przez impuls ultradźwiękowy w badanej tkance (Gennisson i in. 2005). Zależność tę obrazuje wzór (Ateş i wsp. 2015)

$$E = \rho V_s^2,$$

gdzie ρ jest gęstością tkanki mięśniowej na jednostkę masy ($\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$), a V_s to prędkość propagacji fali poprzecznej.



Ryc.2. Aparat LOGIQ S8 firmy GE Healthcare (General Electric, Norwalk, Stany Zjednoczone) podczas pomiaru modułu sprężystości

Do wykonania pomiarów elastograficznych m. czworobocznego grzbietu w niniejszych badaniach wykorzystano aparat marki GE Healthcare, model LOGIQ S8 (General Electric, Norwalk, Stany Zjednoczone) (Ryc.2.). Głowicę liniową (9L), odpowiedzialną za generowanie ultradźwięków, umieszczono po prawej stronie kręgosłupa, równoległe do przebiegu włókien mięśniowych części zstępującej m. czworobocznego grzbietu, na wysokości wyrostka kolczystego siódmego kręgu szyjnego (C7). Aby uzyskać dokładne i wiarygodne pomiary, konieczne było ustawienie głowicy zgodnie z przebiegiem włókien mięśniowych. Wynika to z faktu, iż tkanka mięśniowa jest anizotropowa, a więc jej właściwości mechaniczne na przebiegu włókien mięśniowych nie są stałe. Izotropia uważana była za jedno z wymagań koniecznych do spełnienia we wcześniejszych pomiarach elastograficznych tkanek miękkich (Gennisson i wsp. 2010). Jednakże, czego dowiodły późniejsze badania naukowe, pomimo anizotropii włókien mięśniowych SWE wykazuje wysoką zgodność z modułem Younga i pomiarami sztywności tkanki mięśniowej, uzyskanymi innymi technikami pomiarowymi (Eby i wsp. 2013).

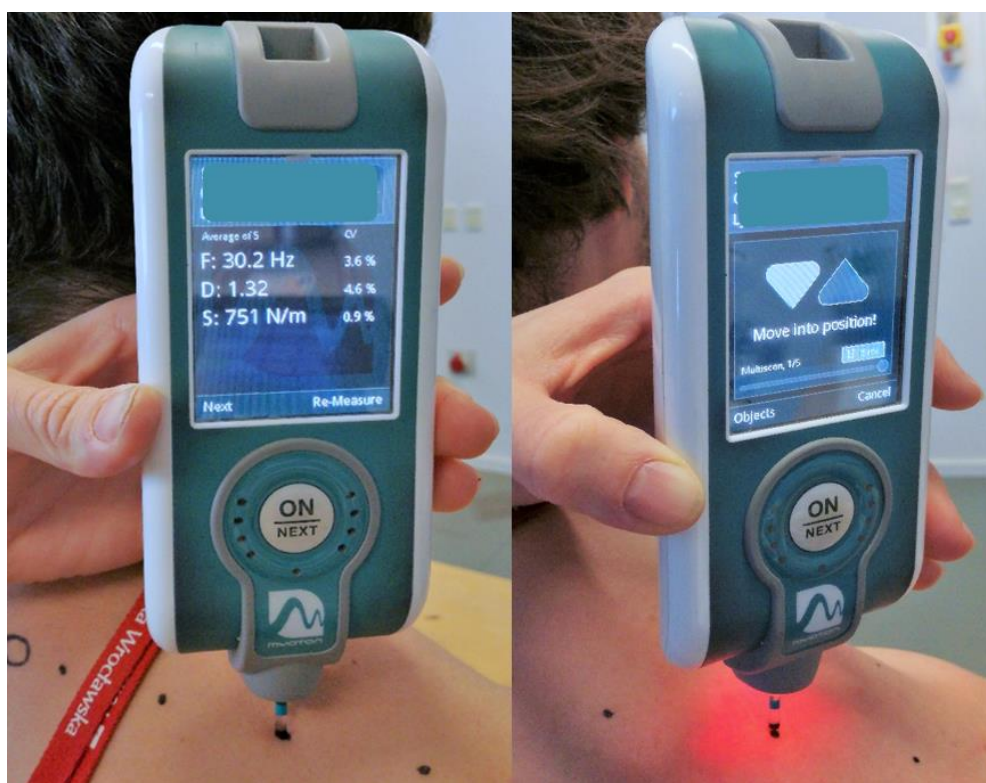
2b. Miotonometria

Do wykonania pomiarów sztywności dynamicznej w omawianej rozprawie wykorzystano aparat MyotonPRO (Myoton AS, Tallin, Estonia) (Ryc.3.). W celu wykonania pomiaru, urządzenie MyotonPRO należy przyłożyć prostopadle do powierzchni skóry nad badanym mięśniem. Sonda umieszczona na końcu aparatu powinna wywierać niewielki nacisk wstępny na badaną powierzchnię (0,18 N), o czym informuje zielone światło sondy i rozpoczęcie pomiaru. Jeżeli nacisk lub kąt ustawienia urządzenia są nieprawidłowe i mogłyby zakłócić pomiar, światło jest czerwone, a pomiar zostaje przerwany. Gdy warunki prawidłowego odczytu są zapewnione, urządzenie generuje 5-krotnie krótki impuls

mechaniczny (o sile 0,4 N i czasie trwania 15 ms). Impuls mechaniczny powoduje tłumione oscylacje badanej tkanki miękkiej, które następnie rejestrowane są przez akcelerometr umieszczony w urządzeniu. Otrzymany sygnał zwrotny przetwarzany jest w celu uzyskania krzywej oscylacji, z której sztywność dynamiczna obliczana jest według wzoru (Sohirad i wsp. 2017)

$$K = 4\pi^2 f^2 m,$$

gdzie **T** jest czasem, jaki upłynął między pierwszymi dwoma sąsiednimi szczytami przyspieszenia po impulsie mechanicznym; częstotliwość oscylacji **f** oblicza się z równania: $f = 1 / T$. Częstotliwość kątowna ω ($\omega = 2\pi f$) związana jest ze sztywnością **K** i masą **m** w sposób następujący: $K = \omega^2 m$.



Ryc.3. Urządzenie MyotonPRO (Myoton AS, Tallin, Estonia) w trakcie pomiaru sztywności dynamicznej części zstępującej mięśnia czworobocznego grzbietu

3. Schemat wysiłku fizycznego o charakterze ekscentrycznym

Do przeprowadzenia zadanego wysiłku fizycznego o charakterze ekscentrycznym, wykorzystano dynamometr do ćwiczeń m. czworobocznego grzbietu (Uniwersytet w Aalborgu, Aalborg, Dania) (Madeleine i wsp. 2006) (Ryc.4a.).



Ryc.4 a, b. Dynamometr do ćwiczeń mięśnia czworobocznego grzbietu (Aalborg University, Aalborg, Dania)

Urządzenie to składa się z siłownika, tłoka, ogniwa obciążnikowego jednostki sterującej, cylindra, płytki kontaktowej stykającej się z ćwiczącym barkiem oraz regulowanego siedzenia zamocowanego na ramie ze stali nierdzewnej (Ryc.4b.). W trybie pracy ekscentrycznej dynamometr wytwarza stałą pionową siłę skierowaną w dół, na

zadaniem poziomie maksymalnego skurczu dowolnego (z ang. *maximum voluntary contraction: MVC*). Protokół ćwiczeń o charakterze ekscentrycznym, jaki wykonał każdy z uczestników eksperymentu, składał się z 50 powtórzeń w pięciu seriach po 10, oddzielonych 2-minutowymi odpoczynkami. Jednokrotne powtórzenie polegało na ruchu uniesienia barku bez oporu, a następnie próbie utrzymania go w pozycji końcowej w górze, przeciwdziałając sile dynamometru wywierającego nacisk w dół. Powodowało to powolne opuszczanie barku w miarę wzrostu zmęczenia mięśni, aż do osiągnięcia pozycji początkowej. Każdy skurcz odbywał się na poziomie 100% MVC, w pełnym zakresie ruchu (z ang. *range of movement: ROM*) (Kawczyński i wsp. 2012). Aby oszacować MVC, przed rozpoczęciem protokołu, urządzenie wykonało trzy próby. Ćwiczący miał za zadanie wywierać maksymalny nacisk na nieruchomą płytkę kontaktową dynamometru, starając się ją przesunąć do góry z pozycji neutralnej barku. Pomiar trwał 3 sekundy, z 2-minutowym odpoczynkiem między próbami. Najwyższą wartość z trzech prób skurczu izometrycznego urządzenie kwalifikowało jako maksymalny poziom MVC. W celu pomiaru ROM uczestnicy zostali poproszeni o uniesienie barków do możliwie najwyższej pozycji, a następnie maksymalne opuszczenie ich, przesuając w ten sposób płytkę kontaktową dynamometru i wyznaczając pozycję początkową i końcową ruchu. ROM i MVC oszacowano dwukrotnie: przed rozpoczęciem wysiłku fizycznego o charakterze ekscentrycznym oraz po upływie 24 godzin od wysiłku. Podczas ćwiczeń uczestnicy zostali poinstruowani, aby przeciwdziałać pionowej sile dynamometru na 100% swoich możliwości; dla każdego z powtórzeń, przez cały zakres ruchu, rozpoczynając od pozycji maksymalnego uniesienia barku. Ze względu na budowę urządzenia, do ćwiczeń zaangażowano wyłącznie prawą stronę m. czworobocznego grzbietu. Ćwiczących dodatkowo poproszono o ubranie specjalnego gorsetu, przeciwdziałającego zgięciom bocznym tułowia. Pozwoliło to na ograniczenie skurczu pomocniczego innych mięśni i precyzyjne prowadzenie ruchu, ze zminimalizowaniem

czynników zakłócających. Siedzenie dynamometru zostało dostosowane tak, aby płytka kontaktowa między dynamometrem i barkiem znajdowała się około 3 cm przyśrodkowo od wyrostka barkowego łopatki (Kawczyński i wsp. 2007).

4. Protokół badawczy

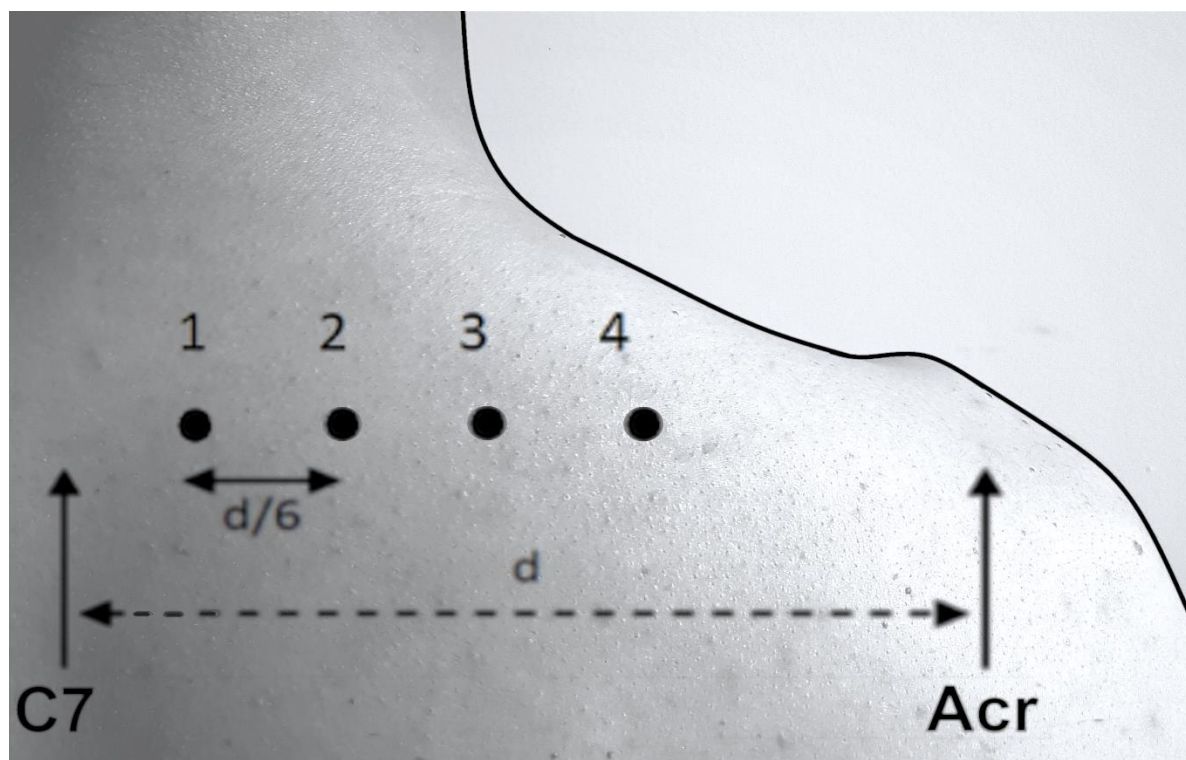
Omawiane w ramach niniejszej rozprawy doktorskiej badanie składało się z trzech części:

- a) pomiar wyjściowy sztywności części zstępującej m. czworobocznego grzbietu po stronie prawej, bezpośrednio przed wysiłkiem fizycznym o charakterze ekscentrycznym;
- b) wysiłek fizyczny o charakterze ekscentrycznym poprzedzony wyznaczeniem ROM i MVC;
- c) pomiar ewaluacyjny sztywności 24 godziny po wysiłku fizycznym o charakterze ekscentrycznym, z ponownym wyznaczeniem ROM i MVC.

Pomiary zostały wykonane przez jednego operatora - fizjoterapeutę, który ukończył certyfikowany kurs ultrasonografii oraz posiada doświadczenie w obsłudze obu narzędzi pomiarowych. Podczas badania uczestnicy znajdowali się w pozycji siedzącej, na krześle z oparciem, z przedramionami opartymi na stole i wzrokiem skierowanym przed siebie. Zostali także poproszeni o maksymalne zluźnienie okolicy barków na czas trwania badania. Miało to na celu ograniczenie oddziaływania ewentualnych niepożądanych zmiennych ubocznych, mogących korelować z badaną zmienną zależną, a więc sztywnością mięśniową.

Pomiary miotonometryczne sztywności dynamicznej i elastograficzne modułu sprężystości wykonano w czterech punktach pomiarowych, znajdujących na części zstępującej m. czworobocznego grzbietu (Ryc.5.). Punkty oznaczono na skórze specjalnym markerem, na wysokości linii łączącej wyrostek kolczysty kręgu C7 i wyrostek barkowy

łopatki. Aby dokładnie wyznaczyć ich lokalizację i zapewnić wysoką powtarzalność oraz wiarygodność badań, przy pomocy taśmy mierniczej oraz palpacji wyznaczono odległość „d” między wyrostkiem kolczystym kręgu C7, a wyrostkiem barkowym łopatki (Tab.1.). Posłużyła ona do obliczenia dystansu między punktami pomiarowymi, które były oddzielone od siebie (oraz od wyrostka kolczystego kręgu C7) o $1/6$ odległości „d” (Nie i wsp. 2005, Kawczyński i wsp. 2018).



Ryc.5. Lokalizacja czterech punktów pomiarowych na linii łączącej wyrostek kolczysty kręgu C7 i wyrostek barkowy łopatki, z oznaczeniem odległości między tymi punktami kostnymi (d) oraz odległości między punktami pomiarowymi ($1/6$ d) (Kisilewicz i wsp. 2020)

W celu oszacowania sztywności dynamicznej, w każdym z czterech punktów pomiarowych wykonano pięć pomiarów w trybie 5-Multiscan, z których automatycznie wygenerowana została średnia wartość sztywności dynamicznej mięśnia w danym punkcie pomiarowym, wyrażona w (N/m) (Vain i Kums 2002). Aby wyznaczyć moduł sprężystości, w każdym z czterech punktów pomiarowych wykonano 10 zdjęć elastograficznych. Trzy z

nich, o największej homogeniczności mapy kolorystycznej, posłużyły do obliczenia średniej wartości modułu sprężystości, wyrażonego w (kPa), we wskazanym ROI (Koppenhaver i wsp. 2018).

Oprócz pomiarów sztywności, uczestnicy zostali poproszeni o dwukrotne wskazanie poziomu bolesności okolicy części zstępującej m. czworobocznego grzbietu: bezpośrednio przed i 24 godziny po wysiłku fizycznym o charakterze ekscentrycznym. Każdy uczestnik określił subiektywny odczuwalny poziom bolesności, stosując 11-stopniową znormalizowaną numeryczną skalę oceny bólu (z ang. *numerical rating scale: NRS*), gdzie 0 oznacza "brak bolesności", a 10 "maksymalną intensywność bólu". Celem zwiększenia czułości i powtarzalności metody, każdy z uczestników otrzymał krótki instruktarz słowny interpretacji zastosowanej skali numerycznej (Farrar i wsp. 2001).

5. Metody statystyczne

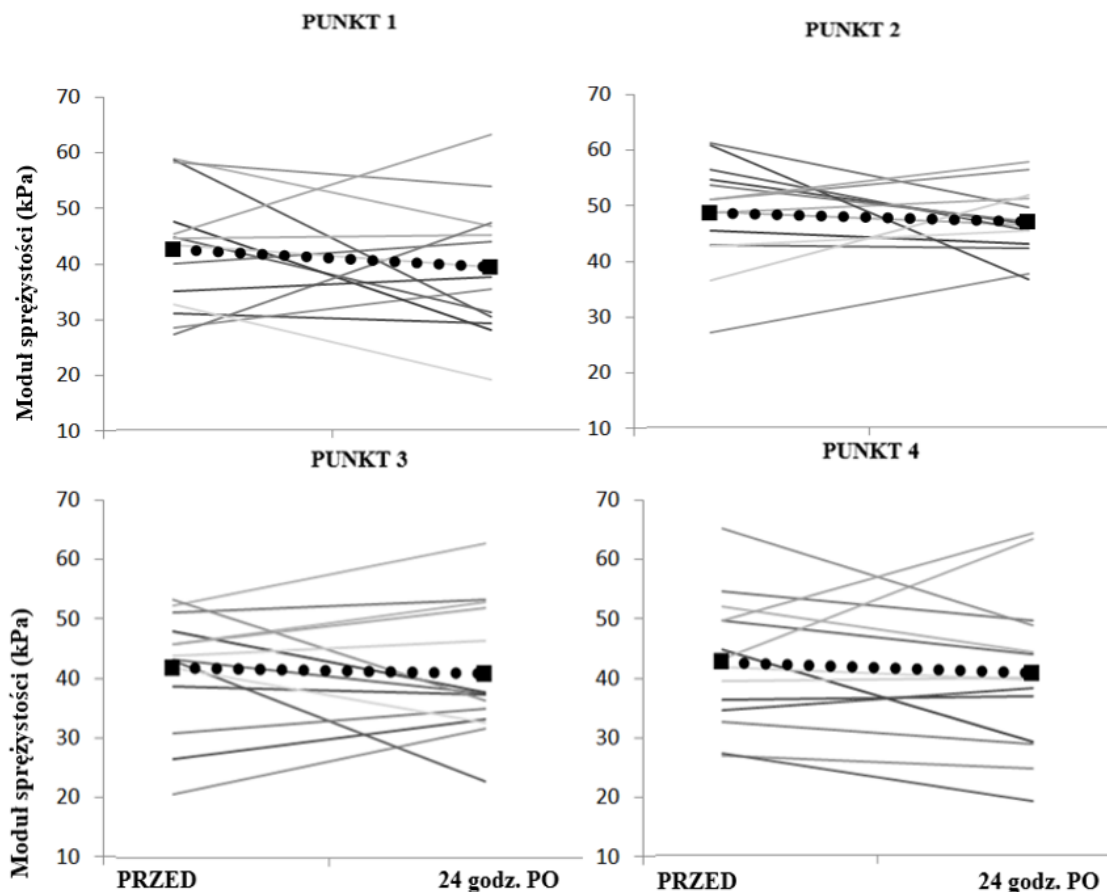
W celu analitycznego opracowania uzyskanych danych, przeprowadzono szereg testów statystycznych. Do określenia istotności statystycznej powysiłkowych zmian sztywności na 24 godziny po wysiłku, zastosowano analizę wariancji w schemacie wewnątrzgrupowym, czyli dla tzw. pomiarów powtarzalnych (z ang. *repeated measures analysis of variance: RM ANOVA*). Czas pomiaru (bezpośrednio przed oraz 24 godziny po wysiłku fizycznym o charakterze ekscentrycznym) oraz punkty pomiarowe (punkty: 1-4 z wartościami modułu sprężystości oraz punkty 1-4 z wartościami sztywności dynamicznej) zostały wprowadzone jako zmienne zależne do wieloczynnikowej analizy RM ANOVA. Miała ona wykazać, czy między badanymi grupami występują istotne statystycznie różnice. Następnie przeprowadzono testy post-hoc (test Bonfferoniego), wskazujące konkretnie, dla których zmiennych zaszła istotna statystycznie zmiana. Podobny schemat wykorzystano

również w analizie różnic pomiędzy wartościami zmiennych dla poziomu bolesności, analizowanego przy użyciu jednoczynnikowej analizy RM ANOVA. Do określenia zależności liniowej pomiędzy dwiema metodami pomiaru sztywności, miotonometrią oraz elastografią, użyto metody wyznaczania współczynnika korelacji Pearsona (dla każdego z punktów osobno) oraz regresji liniowej (dla uśrednionej zmiany we wszystkich punktach). Do powyższych obliczeń wykorzystano uśrednione wartości względne zmiany sztywności dynamicznej oraz modułu sprężystości. Normalność dystrybucji danych sprawdzono za pomocą testu Shapiro-Wilka. We wszystkich testach wartość $p < 0,05$ uznana była za istotną statystycznie. Analizy statystyczne przeprowadzono przy użyciu PASW® Statistics (SPPS Inc.).

IV. WYNIKI

1. Moduł sprężystości

Opisana w punkcie 5. poprzedniego rozdziału analiza statystyczna uzyskanych danych potwierdziła istotną interakcję pomiędzy zmiennymi: czasem pomiaru oraz modułem sprężystości części zstępującej m. czworobocznego grzbietu dla wszystkich punktów pomiarowych ($F_{1,13} = 12,4$; $p = 0,005$) oraz brak istotnych różnic w przypadku rozpatrywania punktów jako osobne zmienne ($F_{1,13} = 0,1$; $p = 0,943$). Testy post hoc wskazały, że moduł sprężystości badanego mięśnia zmniejszył się: od momentu przed zadaniem wysiłkiem o charakterze ekscentrycznym ($45,8 \pm 1,6$ kPa), do 24 godzin po wysiłku ($39,4 \pm 1,2$ kPa) ($p = 0,005$) (Ryc.6.)

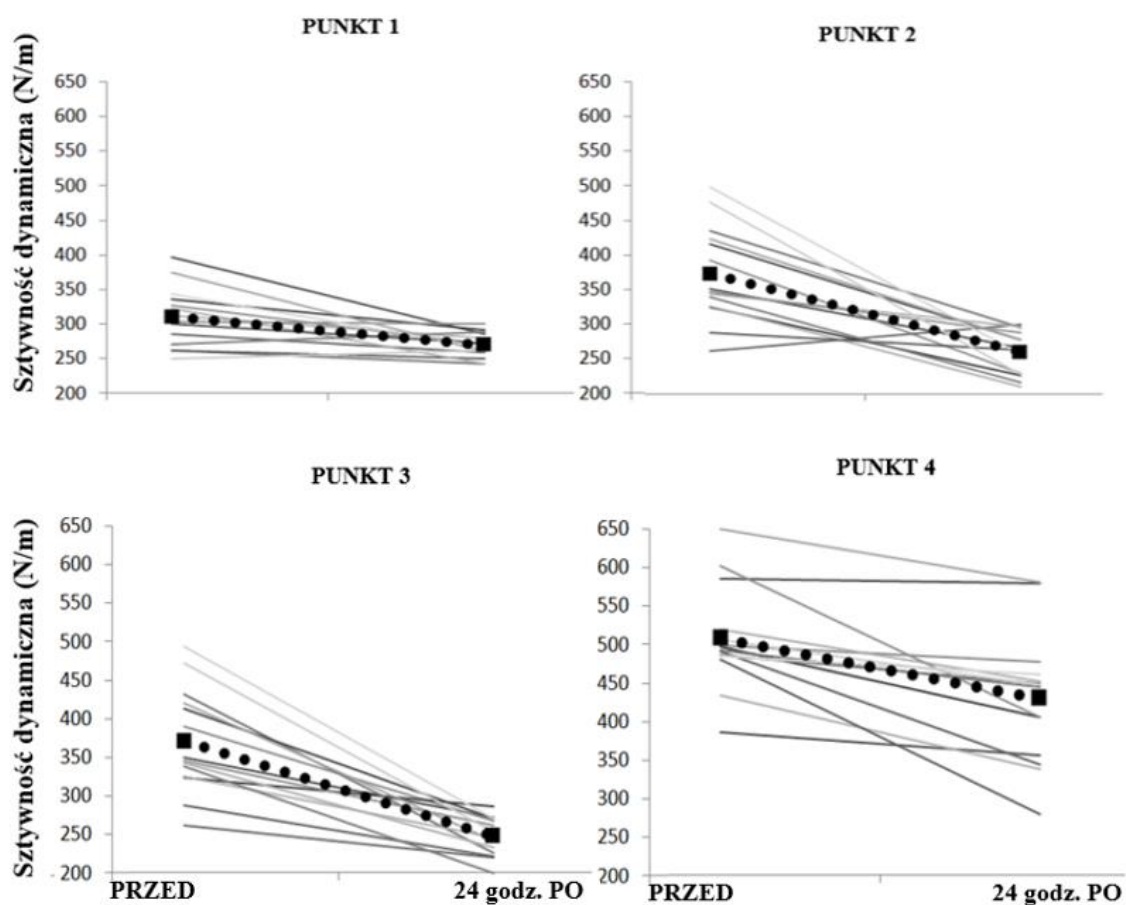


Ryc.6. Zmiana modułu sprężystości (kPa) części zstępującej mięśnia czworobocznego grzbietu mierzona technologią elastografii fali poprzecznej, dla każdego z uczestników badania (linie w skali szarości) oraz dla wartości uśrednionej (linia kropkowana) (Kisilewicz i wsp. 2020)

Wykazano również istotne różnice modułu sprężystości między poszczególnymi punktami pomiarowymi ($F_{1,13} = 5,4$; $p = 0,022$), gdzie testy post hoc potwierdziły, że sztywność dynamiczna badanego mięśnia była istotnie wyższa w punkcie 1 w porównaniu z punktem 2 i 3 ($p < 0,05$).

2. Sztywność dynamiczna

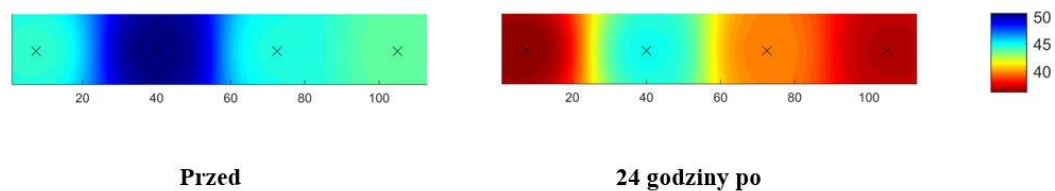
Analiza uzyskanych danych potwierdziła również istotną interakcję między zmiennymi: czasem pomiaru oraz sztywnością dynamiczną części zstępującej m. czworobocznego grzbietu dla wszystkich punktów pomiarowych, rozpatrywanych jako osobne zmienne ($F_{1,13} = 7,1$; $p = 0,022$). Analizy post hoc wykazały, że sztywność dynamiczna badanego mięśnia zmniejszyła się istotnie: od momentu przed zadaniem wysiłkiem o charakterze ekscentrycznym ($369,0 \pm 7,3$ N/m), do 24 godzin po wysiłku ($302,6 \pm 6,0$ N/m), dla każdego z czterech punktów pomiarowych ($p < 0,001$) (Ryc.7.). Wykazano również istotne różnice sztywności dynamicznej między poszczególnymi punktami pomiarowymi ($F_{1,13} = 62,3$; $p < 0,001$); gdzie test post hoc wykazały, że sztywność dynamiczna mięśni była najwyższa w punkcie 4, w porównaniu z innymi punktami pomiarowymi (dla wszystkich punktów: $p < 0,001$).



Ryc.7. Zmiana sztywności dynamicznej (N/m) części zstępującej mięśnia czworobocznego grzbietu mierzona urządzeniem MyotonPRO, dla każdego z uczestników badania (linie w skali szarości) oraz dla wartości uśrednionej (linia kropkowana) (Kisilewicz i wsp. 2020)

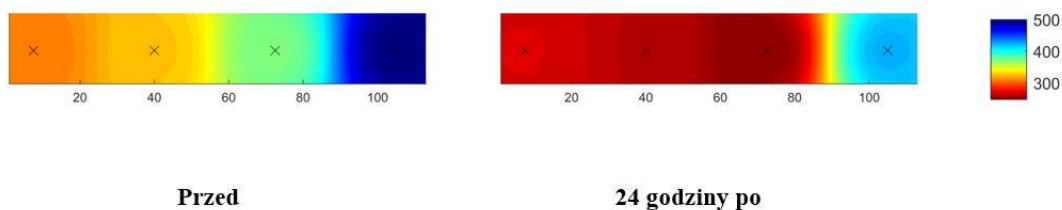
Wartości modułu sprężystości (Ryc.8.) oraz sztywności dynamicznej (Ryc.9.) dla poszczególnych punktów pomiarowych, przed oraz 24 godziny po wysiłku fizycznym o charakterze ekscentrycznym, przedstawiono również graficznie w postaci kolorowych map heterogenicznego rozkładu mierzonych parametrów.

Moduł sprężystości (kPa)



Ryc.8. Mapa heterogenicznego rozkładu modułu sprężystości części zstępującej mięśnia czworobocznego grzbietu, dla pomiarów wykonanych: bezpośrednio przed oraz 24 godziny po wysiłku fizycznym o charakterze ekscentrycznym (x – oznaczenie punktu pomiarowego) (Kisilewicz i wsp. 2020)

Sztywność dynamiczna (N/m)



Ryc.9. Mapa heterogenicznego rozkładu sztywności dynamicznej części zstępującej mięśnia czworobocznego grzbietu, dla pomiarów wykonanych: bezpośrednio przed oraz 24 godziny po wysiłku fizycznym o charakterze ekscentrycznym (x – oznaczenie punktu pomiarowego) (Kisilewicz i wsp. 2020)

3. Zależność między dwiema metodami pomiaru sztywności

Przeprowadzona na uzyskanych danych korelacja Pearsona nie wykazała istotnej zależności liniowej, pomiędzy względną powysiłkową zmianą modułu sprężystości oraz względną powysiłkową zmianą sztywności dynamicznej, dla czterech punktów pomiarowych (Tab.2.). Regresja liniowa, dla wartości uzyskanych sumarycznie ze wszystkich punktów pomiarowych, wykazała umiarkowaną dodatnią zależność. Jednak nie była ona istotna statystycznie ($R = 0,383$; $p = 0,219$).

Tab.2. Współczynnik korelacji Pearsona oraz średnie wartości zmian sztywności dynamicznej (N/m) oraz modułu sprężystości (kPa) części zstępującej mięśnia czworobocznego grzbietu, dla pomiarów wykonanych: bezpośrednio przed oraz 24 godziny po wysiłku fizycznym o charakterze ekscentrycznym

Punkt	Zmiana sztywności dynamicznej (N/m)	Zmiana modułu sprężystości (kPa)	Współczynnik korelacji Pearsona	
			R	p
1	-40,65	-3,14	0,08	0,78
2	-66,43	-1,64	-0,14	0,64
3	-125,07	-0,95	-0,25	0,39
4	-76,07	-1,87	0,50	0,07

4. Intensywność odczuwanego bólu, MVC i ROM

Bolesność okolicy badanego mięśnia, zgłaszana przez każdego z uczestników eksperymentu jako wartość na 11-stopniowej numerycznej skali oceny bólu NRS, wzrosła istotnie od momentu przed wysiłkiem ($0,0 \pm 0,0$) do 24 godzin po wysiłku o charakterze ekscentrycznym ($4,6 \pm 1,4$; $p < 0,001$) (Tab.3.). Na 24 godziny po ćwiczeniach wartość siły maksymalnego skurczu dowolnego uległa wyraźnemu spadkowi, ale nie okazał się on istotny statystycznie. Średnia wartość początkowa MVC wyniosła przed ćwiczeniami $622,4 \pm 243,0$ N i spadła do wartości $521,7 \pm 239,2$ N ($p = 0,10$), czyli o 16%. Nie odnotowano również istotnej zmiany zakresu ruchu uniesienia barków: z $67,9 \pm 16,4$ mm przed wysiłkiem do $66,0 \pm 9,2$ mm po protokole ćwiczeń ekscentrycznych ($p = 0,70$) (Tab.3.).

Tab.3. Powysiłkowa zmiana intensywności odczuwalnego bólu określana na podstawie skali NRS (z ang. *numeral rating scale: NRS*), zmiana zakresu ruchu uniesienia barków (z ang. *range of movement: ROM*) oraz zmiana siły maksymalnego skurczu dowolnego (z ang. *maximum voluntary contraction: MVC*); dla każdego z uczestników badania, dla pomiarów wykonanych: bezpośrednio przed oraz 24 godziny po wysiłku fizycznym o charakterze ekscentrycznym

Numer uczestnika	Bolesność (skala NRS)		ROM (mm)		MVC (N)	
	Przed	24 godz. po	Przed	24 godz. po	Przed	24 godz. po
1	0	2	56	54	601	697
2	0	3	89	90	435	672
3	0	5	98	66	994	521
4	0	4	86	80	724	615
5	0	5	57	63	772	690
6	0	6	78	111	438	567
7	0	4	54	74	295	254
8	0	5	48	49	685	536
9	0	3	62	58	588	203
10	0	6	72	44	744	249
11	0	6	78	78	1079	1068
12	0	7	53	57	188	254
13	0	4	46	40	595	614
14	0	4	73	60	576	364

V. DYSKUSJA

W zawiązku z dynamicznym rozwojem technologii zajmujących się obrazowaniem i pomiarem właściwości mięśni szkieletowych, istnieje potrzeba znalezienia metod oraz urządzeń charakteryzujących się nie tylko największą wiarygodnością oraz powtarzalnością uzyskanych wyników, ale również umożliwiających dostęp do owych technologii jak największej grupie osób. Mając na uwadze powyższe założenia, w niniejszej pracy zestawiono dwie nowatorskie myśli technologiczne: miotonometrię, badającą odpowiedź tkanki miękkiej na impuls mechaniczny wygenerowany przez urządzenie MyotonPRO oraz elastografię fali poprzecznej, rejestrującą drgania powstałe przez propagację wewnątrz tkanki fali akustycznej, generowanej przez odpowiedni aparat ultrasonograficzny

Badania przeprowadzone w ramach niniejszej pracy doktorskiej wykazały powysiłkowe zmniejszenie sztywności części zstępującej m. czworobocznego grzbietu, mierzone przy pomocy miotonometrii oraz elastografii. Zarówno moduł sprężystości, jak i sztywność dynamiczna uległy istotnemu statystycznie obniżeniu 24 godziny po wysiłku fizycznym o charakterze ekscentrycznym (z $45,8 \pm 1,6$ do $39,4 \pm 1,2$ kPa; $p = 0,005$ oraz z $369,0 \pm 7,3$ do $302,6 \pm 6,0$ N/m; $p < 0,001$; odpowiednio). Nie zaobserwowano jednak istotnych korelacji między wynikami uzyskanymi przy pomocy obu metod pomiarowych ($R = 0,383$; $p = 0,219$) (Tab.2.). Dodatkowo uczestnicy badania zgłosili istotny statystycznie wzrost odczuwanej bolesności na 24 godziny po zadanym wysiłku o charakterze ekscentrycznym (z 0,0 do $4,6 \pm 1,4$, $p < 0,001$) (Tab.3.). Dowodzi to wystąpienia zespołu opóźnionej bolesności mięśniowej, zgodnie z przewidywanym przebiegiem czasowym wskazanym we wstępie niniejszej rozprawy.

1. Związek między wysiłkiem fizycznym o charakterze ekscentrycznym, a zespołem opóźnionej bolesności mięśniowej

Każdy intensywny wysiłek fizyczny oddziałuje w znaczącym stopniu na tkankę mięśniową, choć rodzaj i efekt tego oddziaływania może być różny. Zależy to między innymi od charakteru skurczów włókien mięśniowych, przeważających w danej aktywności fizycznej. Wysiłek o charakterze ekscentrycznym będzie cechował się przewagą skurczy ekscentrycznych, czyli takich, w których dochodzi do zwiększenia długości włókien mięśniowych pod wpływem działającej siły zewnętrznej. Skurcze ekscentryczne można też opisać jako te, w których kurczący się mięsień jest rozciągany z siłą większą od tej, jaką generuje (Wojtasik i wsp. 2015). Jak podkreśla Górski (2008), trening fizyczny o maksymalnej lub sub-maksymalnej intensywności może przyczyniać się do uszkodzeń włókien mięśniowych. Opisywane powyżej skurcze ekscentryczne, a także izometryczne (dla których wzrost napięcia mięśniowego nie powoduje zmiany długości włókien), będą generowały większe uszkodzenia, niż skurcze koncentryczne (gdzie wzrost napięcia powoduje skrócenie się długości włókien). Przyczyną tego zjawiska jest głównie niedotlenienie podczas skurczu i następujące po nim przekrwienie na etapie relaksacji, podczas których dochodzi do wzmożonej produkcji nadtlenu wodoru i rodnika hydroksylowego w wyniku intensywnych przemian metabolicznych. Prowadzi to do zmiany przepuszczalności błony komórkowej i zwiększonej aktywności w osoczu enzymów wewnątrzkomórkowych, takich jak kinaza kreatynowa czy izoenzym mięśniowy dehydrogenazy mleczanowej. Jak podają Peake i wsp. (2005a), proces prowadzący do uszkodzenia włókien mięśniowych rozpoczyna się od mechanicznego uszkodzenia sarkomerów. Podczas skurczu mięśnia zwiększają one swoją długość, odpowiednio do sił naprężających działających na włókno mięśniowe. Jednakże słabsze sarkomery pochłaniają

często więcej energii, gdzie przy działaniu zbyt dużej siły zewnętrznej dochodzi do ich przeciążenia i uszkodzenia. Skutkuje to zaburzeniem cyklu rozciągnięcie-skurcz, po którym następuje aktywacja wapnio-zależnych wewnątrzkomórkowych procesów degradacyjnych. Mechanizm ten został już szerzej opisany we wstępie niniejszej rozprawy doktorskiej.

Zgodnie z powyższymi rozważaniami, mikrouszkodzenia włókien mięśniowych na poziomie sarkomerów oraz powysiłkowa prozapalna reakcja tkanki mięśniowej są przyczyną występowania zespołu bolesności mięśniowej. Jednakże, choć związek wzrostu stężenia jonów wapniowych z uszkodzeniem sarkomerów wydaje się jasny, stale pojawiają się nowe doniesienia naukowe kwestionujące jednoznaczny i jedyny wpływ zaburzeń homeostazy wapnia na miejscowe reakcje zapalne w mięśniach szkieletowych po ekscentrycznym wysiłku fizycznym (Beaton i wsp. 2002). Tak więc kwestia czy stan zapalny jest przyczyną, czy też następstwem powysiłkowego uszkodzenia mięśni, jest od jakiegoś czasu przedmiotem dyskusji. Istnieje szereg badań chcących wyjaśnić to zjawisko porównując rozkład czasowy pojawienia indykatorów miejscowego stanu zapalnego, z rozkładem czasowym utraty siły mięśniowej i rozwojem DOMS w następstwie wysiłku fizycznego o charakterze ekscentrycznym. Jak podaje Górski (2008), uszkodzenie włókien mięśniowych (rabdomioliza) jest najczęściej monitorowane na podstawie oznaczenia stężeń mioglobiny, kinazy keratynowej lub dehydrogenaza mleczanowej, jako wewnątrzkomórkowych związków uwalnianych do krwi w wyniku mikrouszkodzeń. Cytując dalej Górskiego (2008), po intensywnym treningu ekscentrycznym stężenie kinazy keratynowej w osoczu krwi, z wartości wyjściowej wynoszącej około 100 j.m. i l-1, może wzrosnąć nawet do 10 000 j.m. i l-1 w czasie 24 do 48 godzin od zakończenia wysiłku. Jest to zgodne z przebiegiem czasowym rozwoju DOMS. Próbki biopsyjne pobrane w tym czasie potwierdzają uszkodzenie sarkomerów, głównie na poziomie linii Z oraz martwicę włókien mięśniowych.

Malm i in. (2004) badając zależność między obecnością indykatorów reakcji zapalnej, a pojawieniem się opóźnionej bolesności mięśniowej po wysiłku ekscentrycznym, nie znaleźli korelacji między tymi zmiennymi. Ponadto autorzy na podstawie otrzymanych wyników badań stwierdzili również, że DOMS nie jest związana bezpośrednio ze stanem zapalnym, ale może mieć większy związek z procesami powysiłkowej adaptacji mięśni. Co ciekawe powyższe badania wykazały również większe stężenie indykatorów stanu zapalnego w tkance łącznej otaczającej mięsień (omięśnej zewnętrznej) dla osób, u których wystąpiła silniejsza powysiłkowa bolesność mięśni. Dlatego autorzy doszli do wniosku, że DOMS może rozwinąć się tylko w odpowiedzi na aktywację leukocytów, które już istnieją w omięśnej przed wysiłkiem, a więc ich obecność nie jest wynikiem powysiłkowej odpowiedzi zapalnej. Jednakże w powyższym eksperymencie do identyfikacji neutrofilii, będących jednym z indykatorów odpowiedzi zapalnej, wykorzystano technikę biopsji mięśniowej, która bada jedynie niewielki wycinek tkanki danego mięśnia. W badaniach przeprowadzonych przez Raastada i wsp. (2003) do oceny infiltracji neutrofilii wykorzystano mniej inwazyjną technikę znakowania radioizotopem, która pozwala na badanie dużego obszaru tkanki mięśniowej. Otrzymane wyniki pokazały zwiększoną infiltrację neutrofilii do 24 godzin po wysiłku ekscentrycznym, a wzrost ten zbiegł się w czasie z najwyższym poziomem zgłaszanej przez uczestników badania bolesności mięśni. Odkrycia te potwierdzają więc związek DOMS z ostrą odpowiedzią zapalną, spowodowaną powysiłkowym uszkodzeniem włókien mięśniowych. Peake i wsp. (2005b) podsumowując swój wywód na temat związku wysiłku fizycznego z odpowiedzią zapalną sugerują, iż intensywne ćwiczenia ekscentryczne generują lokalną odpowiedź prozapalną, natomiast odpowiedź ogólnoustrojowa jest ściśle regulowana przez cytokiny przeciwzapalne. Jak wynika z badań porównujących odpowiedzi zapalne na różne typy ćwiczeń ekscentrycznych (Peake i wsp. 2005b), dla tych angażujących duże grupy mięśniowe (np. bieg w dół zbocza)

liczba krążących leukocytów i ogólnoustrojowe stężenie cytokin są większe niż po wysiłku ekscentrycznym izolowanych mięśni (np. z wykorzystaniem dynamometru). Jednak nie udowodniono jednoznacznie, że zmiany te odzwierciedlają większy stopień uszkodzenia mięśni. Ponadto oba wskaźniki cechuje szybszy powrót do poziomu wyjściowego po wysiłku angażującym większe grupy mięśniowe.

Nawiązując do powyższych rozważań dotyczących przyczyn, mechanizmu i przebiegu czasowego opóźnionej bolesności; DOMS zaczyna rozwijać się już od 8 do 12 godzin po wysiłku, kiedy to pojawiają się pierwsze objawy bólowe, a jego szczyt przypada na okres 24-36 godzin po ćwiczeniach (Hyldahl i Hubal 2014). Stąd w schemacie niniejszych badań zastosowano 24-godzinny odstęp pomiędzy ćwiczeniami a pomiarami parametrów sztywności mięśniowej oraz oznaczeniem poziomu DOMS. Jak zauważa Górski (2008), nawet intensywny wysiłek fizyczny z przewagą skurczów ekscentrycznych nie będzie powodował powysiłkowej bolesności u osób wytrenowanych, dla których ten typ aktywności mięśniowej jest powtarzalny i obecny w procesie treningowym. Dopiero wprowadzenie nowych ćwiczeń o tym charakterze lub zastosowanie ich u osoby nietreningowej, z dużym prawdopodobieństwem doprowadzi do wystąpienia DOMS. Stąd też uczestników badania rekrutowano spośród osób nietreningowych oraz nieuczestniczących w treningu siłowym mięśni obręczy barkowej kończyny górnej przez okres minimum czterech tygodni. Wyniki niniejszych badań potwierdziły wystąpienie DOMS po zastosowaniu wysiłku fizycznego o charakterze ekscentrycznym. Subiektywny uśredniony poziom odczuwanej przez uczestników badania bolesności części zstępującej m. czworobocznego zwiększył się istotnie: z braku bolesności dla oceny wyjściowej, do bolesności na poziomie $4,6 \pm 1,4$ ($p < 0,001$) na 24 godziny po wysiłku, w odniesieniu do 11-stopniowej skali NRS.

2. Wpływ wysiłku fizycznego o charakterze ekscentrycznym na sztywność mięśniową, szacowany z wykorzystaniem technik ilościowego pomiaru sztywności

Sztywność mięśniowa, jako właściwość mechaniczna tkanki miękkiej, jest odzwierciedleniem jej oporowości na rozciąganie wzdłuż osi długiej danego mięśnia. Według niektórych interpretacji jest ona odpowiedzialna za pochłanianie energii ruchu w wielu aktywnościach sportowych (Borges i wsp. 2017). Obok bólu czy zmęczenia, jest ona jednym z obiektywnych wyznaczników oceny stanu funkcjonalnego danego mięśnia, w związku z zadziałaniem bodźca zewnętrznego, jakim może być przeprowadzona jednostka treningowa o określonej charakterystyce (Yanagisawa i wsp. 2011, Feng i wsp. 2018). Zmniejszenie modułu sprężystości i sztywności dynamicznej wydawać by się mogło sprzeczne z ogólnie przyjętą tezą, zakładającą czasowy wzrost sztywności mięśni po wysiłku fizycznym z przewagą skurczów o charakterze ekscentrycznym (Guilhem i in. 2016). Wzrost modułu sprężystości dla konkretnych grup mięśniowych zaobserwowali również: Green i wsp. dla m. brzuchatego łydki, czy Lacourpaille i wsp. (2014) dla zginaczy stawu łokciowego oraz dla prostowników stawu kolanowego (2017).

Podobne obserwacje dotyczyły także badań przeprowadzonych przez Niitsu i wsp. (2011). Eksperyment badawczy powyższych autorów bazował na zestawieniu dwóch metod ilościowego pomiaru sztywności. Technologią bazową była elastografia, a drugim urządzeniem pomiarowym, mającym na celu potwierdzenie uzyskanych wyników, był durometr, określany też jako twardościomierz ręczny (ASKER Durometer Type FP; Kobunshi Keiki Corporation, Kyoko, Japonia). Skuteczność tego urządzenia została potwierdzona dla oceny sztywności skóry czy przezskórnej detekcji poważnych zmian patologicznych trzustki. Brakuje jednak wiarygodnych doniesień naukowych w przypadku

oceny sztywności tkanki mięśniowej (Dellalana i in. 2019). Chociaż zasada działania twardościomierza (szacowanie sztywności mięśniowej na podstawie odkształcenia tkanki, powstałego na skutek impulsu mechanicznego generowanego na powierzchnię skóry pokrywającą badany mięsień) oraz jego zewnętrzna konstrukcja wydają się podobne do aparatu MyotonPRO, to siła impulsu generowana przez urządzenie jest dużo większa (rzędu kilku N), a głowica generująca impuls ma kształt cylindra (o średnicy 25 mm). Stąd też jego oddziaływanie na tkankę jest dużo silniejsze. Przeciwnie do uzyskanych przez nas wyników, Niitsu i wsp. (2011) dowiedli istotnego statystycznie wzrostu sztywności mięśniowej po wysiłku fizycznym o charakterze ekscentrycznym dla mięśni zginaczy łokcia. Jednakże swoje badania przeprowadzili oni jedynie na grupie sześciu uczestników. Pomiarów wykonywane były odpowiednio: bezpośrednio po oraz od jednego do czterech dni po wysiłku; gdzie rozkład czasowy zmian sztywności zakładał maksymalny wzrost modułu sprężystości dwa dni po ćwiczeniach i jego powrót do wartości spoczynkowej po czterech dniach. Z uwagi na niewielką liczbę uczestników badania i duży rozrzut czasowy powtórnego pomiaru modułu sprężystości (od dwóch do czterech dni), określenie rozkładu czasowego zmian może wydawać się mało wiarygodne. Dlatego nie można odnieść ich do zmian modułu sprężystości oszacowanych dokładnie 24 godziny po wysiłku fizycznym o charakterze ekscentrycznym, uzyskanych w niniejszej rozprawie. Podobnie jak w powyższych badaniach, Yanagisawa i wsp. (2011) oceniali zasadność użycia technologii SWE w ocenie powysiłkowych zmian modułu sprężystości, w zestawieniu z twardościomierzem ręcznym (PEK-1; Imoto Machinery Co. Ltd, Kamigyo-ku, Kyoto, Japonia). Ich wyniki także wykazały istotny wzrost sztywności, po wysiłku o charakterze ekscentrycznym. Istotnym czynnikiem różnicującym eksperyment Yanagisawy i wsp. (2011) od badań opisanych w niniejszej rozprawie, oprócz opisanych powyżej różnic wynikających z działania twardościomierza, jest również moment czasowy pomiarów

sztynności, oceniających jej zmiany pod wpływem wysiłku. Wykonano je bezpośrednio po oraz 30 minut po ćwiczeniach. Jak pokazują wcześniejsze rozważania niniejszej rozprawy, powysiłkowe zmiany zachodzące w tkance kurczliwej mięśnia szkieletowego są procesami dynamicznymi. Tak więc z uwagi na różnice czasowe pomiarów, porównywanie wyników dwóch badań można przeprowadzić jedynie w sposób pośredni. Co więcej, wyniki uzyskane przez Yanagisawę i wsp. (2011) dowodzą wprawdzie istotnego statystycznie wzrostu sztywności ocenianej zarówno przy pomocy elastografii jak i miernika twardości mięśniowej; ale jedynie bezpośrednio po protokole ćwiczeń, w porównaniu do bazowego pomiaru sztywności. Wyniki pomiarów wykonanych 30 minut po ćwiczeniach wykazały brak istotnych różnic w stosunku do wartości bazowej. Pokazuje to tendencję spadkową parametru w czasie.

W ostatnich latach pojawiły się liczne publikacje podkreślające złożoność i wieloczynnikowość zjawiska, jakim jest sztywność mięśniowa, włącznie z wykazaniem istotnego spadku powysiłkowej sztywności mięśniowej dla wybranych mięśni i dla określonych warunków pomiarowych (Andonian i in. 2016, Lacourpaille i in. 2017, Kawczyński i in. 2018, Xu i in. 2019). Przedstawione poniżej szczegółowe wyjaśnienia wyżej wymienionych autorów oraz innych badaczy, potwierdzają otrzymane w niniejszym eksperymencie wyniki, tłumacząc powysiłkowy spadek modułu sprężystości o 14% oraz sztywności dynamicznej o 17%.

W badaniu przeprowadzonym przez Andoniana i wsp. (2016) na grupie 50 doświadczonych biegaczy podczas ultra-maratonu górskiego na dystansie 330 km, zaobserwowano istotny powysiłkowy spadek modułu sprężystości m. czworogłowego uda. Ilościowe pomiary modułu sprężystości wykonano dla mięśni: m. prostego uda, m. obszernego przysródkowego oraz m. obszernego bocznego. Pomiarów z wykorzystaniem technologii elastografii dokonano w czterech punktach czasowych: przed wyścigiem, w

połowie wyścigu, na zakończenie biegu oraz po okresie 48-godzinnej regeneracji. Moduł sprężystości zmniejszył się istotnie zarówno w momencie ukończenia maratonu ($3,31 \pm 0,61$ kPa; $p < 0,001$) w porównaniu do wartości wyjściowej ($3,56 \pm 0,63$ kPa), jak i upływie 48 godzin od biegu ($3,45 \pm 0,6$ kPa; $p = 0,002$). Jest to zgodne z wynikami uzyskanymi w badaniach, będących przedmiotem niniejszej rozprawy doktorskiej. Co warto podkreślić, badania Andoniana i wsp. (2016) potwierdzają także wysoką skuteczność i niezawodność techniki SWE w ocenie zmian modułu sprężystości, gdzie współczynnik korelacji wewnątrzklasowej (z ang. *intraclass correlation coefficient: ICC*) mieścił się w przedziale od 0,88 do 0,92, ze standardowym błędem pomiaru wynoszącym od 0,12 do 0,20. Kolejną istotną kwestią omawianych badań było wykonanie pomiaru sztywności w warunkach relaksacji badanego mięśnia, uzyskanej za pomocą odpowiedniej pozycji pomiaru oraz przy współudziale samego badanego, który otrzymał polecenie całkowitego rozluźnienia danego mięśnia. W eksperymencie Andoniana i wsp. (2016) oraz w badaniach będących przedmiotem niniejszej rozprawy zastosowano zatem te same warunki pomiaru. Jak zaproponowali Andonian i wsp. (2016), wykonanie pomiaru modułu sprężystości w pozycji generującej rozciągnięcie (poprzez różne stopnie zgięcia stawu, przez który przechodzi dany mięsień) lub skurcz włókien mięśniowych, może istotnie przyczynić się do modyfikacji uzyskanych danych obrazujących powysiłkowe zmiany modułu sprężystości. W warunkach relaksacji badanego mięśnia autorzy uzyskali wysoką powtarzalność obrazowania z wykorzystaniem SWE. Jak podkreślają autorzy, pomiary mięśni w pozycjach spoczynkowych są łatwiejsze do standaryzacji niż podczas skurczu lub rozciągnięcia i nie wymagają od sportowca żadnego wysiłku. Jak wynika z wniosków wyciągniętych przez Brandemburga i wsp. (2015), przy biernym rozciągnięciu badanego mięśnia zwiększa się jego sztywność i wzrost ten jest wprost proporcjonalny do zwiększania długości. Dzieje się tak do momentu, aż osiągnięta zostanie granica odporności mięśnia na rozciąganie bierne,

po przekroczeniu której dochodzi do naderwania bądź zerwania mięśnia. Biorąc pod uwagę wcześniejsze rozważania na temat definicji sztywności i jej związku z elastycznością czy napięciem mięśniowym, takie założenie wydaje się logiczne i zgodne z wiedzą ogólną. Wybór pozycji pomiaru może być więc istotną przyczyną rozbieżności w wynikach badań prezentowanych przez różnych autorów.

Zależność między stopniem rozciągnięcia włókien mięśniowych podczas pomiarów z wykorzystaniem SWE a wartością modułu sprężystości, potwierdziły również badania naukowców z zespołu Wydziału Nauk o Sporcie Uniwersytetu w Nantes (Nordez i in. 2009, Lacourpaille i in. 2014 i 2017). Lacourpaille i in. (2017) badając wpływ wysiłku o charakterze ekscentrycznym na grupę 53 ochotników, podzielili ją na osobne podgrupy w zależności od liczby powtórzeń w serii oraz rodzaju badanego mięśnia, a także wyodrębnili osobną grupę kontrolną, wykonującą ćwiczenia o charakterze koncentrycznym. Jak podają autorzy, poddanie grupy badanej wysiłkowi fizycznemu o większym lub mniejszym ogólnym obciążeniu miało na celu określenie; czy zmiana modułu sprężystości związana była ze stopniem uszkodzenia włókien mięśniowych czy bardziej ze specyfiką wykonanej pracy ekscentrycznej. W badaniu wykorzystano trzy głowy m. czworogłowego uda: m. prosty uda, m. obszerny przyśrodkowy oraz m. obszerny boczny, jako prostowniki stawu kolanowego; oraz m. dwugłowy ramienia i m. ramienny, jako zginacze stawu łokciowego. Jak dowodzą przedstawione wyniki, wielkości zmian modułu sprężystości mierzona 30 minut po wysiłku wyraźnie różniły się wzajemnie, w zależności od zastosowanej pozycji pomiarowej. Dla mięśni prostowników stawu kolanowego najwyższy wzrost zaobserwowano dla 110° zgięcia stawu kolanowego, większy dla ćwiczeń bardziej intensywnych ($+79,4 \pm 67,1\%$; $p < 0,001$) oraz mniejszy, choć nadal istotny, dla ćwiczeń o niższej intensywności ($+26,7 \pm 19,1\%$; $p < 0,001$). Przy pomiarach wykonanych w 60° różnice między linią bazową, a pomiarami powysiłkowymi były mniejsze i istotne

statystycznie jedynie dla protokołu o większej intensywności ($+64,7 \pm 56,1\%$; $p < 0,001$). Natomiast dla pozycji badania w 30° zgięcia stawu kolanowego różnic nie zaobserwowano. Podobną tendencję wykazały pomiary dla prostowników stawu łokciowego, gdzie dla pomiaru w 160° zgięcia stawu łokciowego zaobserwowano największy i istotny statystycznie wzrost modułu sprężystości (odpowiednio dla ćwiczeń bardziej intensywnych: $+153,9 \pm 192,4\%$; $p < 0,00$ oraz o mniejszej intensywności: $+70,5 \pm 44,3\%$; $p < 0,00$). Dla pomiarów wykonanych w pozycjach 70° i 110° zgięcia stawu łokciowego, nie zaobserwowano istotnej powysiłkowej zmiany modułu sprężystości. Podobnie dla grupy kontrolnej, wykonującej wysiłek fizyczny o charakterze koncentrycznym. Wskazuje to na wyraźną zależność między kątem zgięciowym w stawie, a wartością modułu sprężystości badanego mięśnia. Związek ten potwierdzają także inne badanie przeprowadzone przez Lacourpaille i wsp. (2014), które wykazały znaczny wzrost modułu sprężystości prostowników łokcia jedynie, gdy badane mięśnie znajdowały się w pozycji rozciągniętej. Jak podkreślają cytowani powyżej autorzy, mechanizm leżący u podłoża wczesnego powysiłkowego wzrostu modułu sprężystości pozostaje nadal niewyjaśniony. Potwierdzono natomiast, że zwiększona akumulacja płynów tkankowych oraz indykatory stanu zapalnego gromadzone w tkankach po intensywnym wysiłku, nie są bezpośrednią przyczyną powysiłkowego wzrostu sztywności (Lacourpaille i in. 2014). Można go jednak częściowo wytłumaczyć zaburzeniami homeostazy wapnia, ponieważ wrażliwość włókien mięśniowych na jony wapnia wzrasta wraz z wydłużaniem się włókien mięśniowych. Zaburzenia te są więc wystarczające, aby zwiększyć liczbę stabilnie przymocowanych mostków krzyżowych i liczbę aktywnych wiązań pomiędzy białkami budulcowymi: tytyną i aktyną (Herzog 2014).

W eksperymencie przeprowadzonym przez Xu i wsp. (2019) na grupie 52 uczestników (w tym 26 zakwalifikowanych do grupy poddanej ćwiczeniom

ekscentrycznym, a 26 do grupy kontrolnej), również zastosowano technologię SWE. Diagnostycznym mięśniem, dla którego wykonano pomiar modułu sprężystości, był podobnie jak w poprzednich badaniach m. czworogłowy uda, a dokładniej m. prosty uda, m. obszerny przyśrodkowy oraz m. obszerny boczny. Pomiary wykonano w trzech punktach czasowych: przed wysiłkiem fizycznym o charakterze ekscentrycznym, natychmiast po wysiłku oraz 48 godzin po wysiłku. Dodatkowo 48 godzin po wysiłku zbadano także poziom DOMS oraz MVC, jako pośrednich wskaźników mikrouszkodzeń włókien mięśniowych, powstałych w wyniku pracy ekscentrycznej mięśnia. Pomiar modułu sprężystości wykonano w trzech pozycjach: przy 30°, 60° i 90° zgięcia stawu kolanowego. Wysiłek fizyczny o charakterze ekscentrycznym polegał na wykonaniu 75 powtórzeń na maksymalnym poziomie siły mięśniowej, w zakresie od 30° do 110° zgięcia stawu kolanowego, przy czym każde z powtórzeń poprzedzone było 6-sekundowym odpoczynkiem. Autorzy zaobserwowali istotny statystycznie wzrost modułu sprężystości m. prostego uda; o 37% bezpośrednio po wysiłku ($p = 0,004$) oraz o 22% po 48 godzinach od wysiłku ($p = 0,005$), przy pomiarze w 90° zgięcia stawu kolanowego. Jednakże dla 30° i 60° zgięcia stawu kolanowego mięsień ten nie wykazał już istotnych zmian modułu sprężystości. Jest to zgodne z wcześniejszymi obserwacjami Andoniana i wsp. (2016), dotyczącymi zależności między powysiłkowymi zmianami modułu sprężystości, a zastosowaną pozycją pomiarową (relaksacja vs. rozciągnięcie lub skurcz włókien mięśniowych). Co ciekawe, m. obszerny przyśrodkowy nie wykazał zmian sztywności, w każdej z badanych pozycji pomiarowych. Dla m. obszerne boczne badacze zaobserwowali natomiast niewielki (<10%), ale istotny spadek wartości modułu sprężystości ($p = 0,002$) zarówno bezpośrednio po wysiłku, jak i po 48 godzinach od wysiłku fizycznego o charakterze ekscentrycznym. Sugerowałyby to nie tylko wpływ pozycji spoczynkowej, ale także wpływ wyboru badanego mięśnia na powysiłkowe zmiany modułu sprężystości. W swojej dyskusji Xu i wsp. (2019) zwrócili

uwagę na kilka czynników mogących rzutować na wartość modułu sprężystości dla wybranych mięśni. Po pierwsze wpływ pracy ekscentrycznej na sztywność mięśniową jest związany z architekturą włókien mięśniowych i budową anatomiczną badanego mięśnia; jest więc zależny od długości mięśnia, tj. im dłuższy mięsień, tym większy powysiłkowy wzrost sztywności włókien mięśniowych. Po drugie włókna szybko-kurczliwe wykazują większą podatność na uszkodzenia mięśni, wywołane wysiłkiem fizycznym o charakterze ekscentrycznym. Doniesienia o różnicach strukturalnych między wolno- i szybko-kurczliwymi włóknami wykazały węższe pasma linii Z we włóknach szybko-kurczliwych. Implikuje to mniejszą ilość strukturalnych białek wiążących, takich jak tytyna i aktyna, a więc większe obciążenie jakiemu poddawane jest pojedyncze białko wiążące i tym samym słabsze połączenie między sarkomerami (Douglas i in. 2017). Po trzecie istotny będzie również stopień rozciągnięcia mięśnia podczas pracy ekscentrycznej, a więc mięśnie poddane większemu rozciągnięciu podczas ćwiczeń będą najprawdopodobniej bardziej podatne na wzrost sztywności (Hoang i in. 2007). Potwierdzają to również badania przeprowadzone przez Greena i wsp. (2012), którzy badali wpływ ćwiczeń ekscentrycznych na m. brzuchaty łydki oraz m. płaszczkowaty. Zaobserwowali oni istotny wzrost modułu sprężystości m. brzuchatego łydki na 48 godzin po wykonaniu protokołu ćwiczeń ekscentrycznych, polegającego na chodzie w tył po bieżni nachylonej pod kątem 13° ($p = 0,009$). Przeciwnie m. płaszczkowaty nie wykazał istotnych zmian sztywności na 48 godzin po wysiłku. Autorzy tłumaczyli to właśnie różnicą w budowie anatomicznej, gdzie m. brzuchaty łydki został poddany większemu rozciągnięciu niż m. płaszczkowaty, ze względu na większą długość i dwustawowy przebieg (przez staw skokowy i kolanowy). Zastosowany w eksperymencie, będącym tematem niniejszej rozprawy doktorskiej, schemat przebiegu ruchu w wysiłku ekscentrycznym może więc tłumaczyć spadek modułu sprężystości zaobserwowanego w badaniu, gdyż nie generował on nadmiernego rozciągnięcia włókien.

Ponadto efekt rozciągnięcia mięśnia podczas pracy ekscentrycznej może być częściowo niwelowany przez większą pierzastość rozkładu włókien mięśniowych (Guilhem i wsp. 2016). Oznaczałoby to, że zmiany sztywności spowodowane ekscentryczną pracą mięśnia są silnie zależne od biomechaniki pracy mięśnia oraz od położenia anatomicznego włókien najbardziej zaangażowanych w wykonywanie danego ruchu, a tym samym najbardziej narażonych na przeciążenia i siły ścinające, powodujące mikrouszkodzenia włókien mięśniowych. Ponadto już dużo wcześniejsze badania prowadzone między innymi przez Balnave i Allena (1996) sugerują, że powstałe w wyniku znacznych sił ścinających mikrouszkodzenia cytoszkieletu i błony komórkowej oraz inne zaburzenia wewnętrznej architektury włókien mięśniowych, mogą prowadzić do znacznych deficytów ważnego białka budulcowego: desminy. Jako że białko to jest jednym z kluczowych białek cytoszkieletu miocytów i odpowiada między innymi za utrzymanie kształtu komórki, napięcie błon komórkowych oraz regulację i funkcje aparatu kurczliwego; jego utrata wywołana uszkodzeniem mięśni może wpływać na przenoszenie naprężenia na membranę miocytów i tym samym przyczyniać się do zmniejszenia sztywności mięśni. Należy także pamiętać, że zmiany sztywności po wysiłku są prawdopodobnie skumulowanymi konsekwencjami różnych mechanizmów, z możliwymi efektami przeciwnymi.

Kawczyński i wsp. (2018) również zaobserwowali spadek sztywności dynamicznej części zstępującej m. czworobocznego grzbietu po 24 godzinach od wysiłku fizycznego o charakterze ekscentrycznym. Co warto podkreślić, wspomniani autorzy zastosowali ten sam protokół ćwiczeń ekscentrycznych na dynamometrze oraz aparat MyotonPRO do oszacowania powysiłkowych zmian sztywności. Badając grupę 16 uczestników zaobserwowali oni około 14% spadek sztywności dynamicznej po wysiłku o charakterze ekscentrycznym (z $335,0 \pm 43,3$ do $287,5 \pm 33,6$ N/m; $p < 0,001$). Ze względu na tożsame metody pomiarowe, protokół ćwiczeń oraz zbliżoną liczbę uczestników badania; wskazany

przez powyższych autorów istotny spadek sztywności w sposób bezpośredni potwierdza wyniki uzyskane w badaniach, będących przedmiotem niniejszej rozprawy. Co ciekawe, powyżsi autorzy wykazali spadek sztywności części zstępującej m. czworobocznego grzbietu o 6,5% bezpośrednio po jednostce treningowej oraz spadek o 14,2% po 24 godzinach po ćwiczeniach. Niewielka zmiana sztywności bezpośrednio po wysiłku fizycznym sugeruje, że samo ćwiczenie miało niewielki wpływ na sztywność mięśniową. Bardziej istotne w tej kwestii wydają się więc procesy prozapalne, naprawcze i regeneracyjne, zachodzące w tkance mięśniowej do 24 godzin po wysiłku. Ponadto Kawczyński i wsp. (2018) w swoich rozważaniach na temat procesów zachodzących w tkance mięśniowej po intensywnym wysiłku oraz ich związku ze sztywnością mięśniową, zwracają uwagę na rolę procesów zachodzących w macierzy zewnątrzkomórkowej (z ang. *extracellular matrix: EMC*). Chcąc wykazać ten związek należy cofnąć się do definicji modułu sprężystości podanej we wstępie niniejszej rozprawy. Wynika z niej, że moduł sprężystości jest funkcją gęstości tkanki mięśniowej i szybkości propagacji ultradźwiękowej fali poprzecznej (Ateş i in. 2015). Tym samym zmiany gęstości tkanki mięśniowej, wywołane intensywnym wysiłkiem fizycznym, mogą wpływać na moduł sprężystości. Jak wynika z badań dotyczących powysiłkowych przemian metabolicznych, tempo przemian kolagenowych wzrasta wraz z wysiłkiem fizycznym (Hjorth i wsp. 2015). Podwyższony obrót kolagenu zwiększa zatem gęstość macierzy zewnątrzkomórkowej w obrębie włókien mięśniowych, powodując ujemne śródmiąższowe ciśnienie płynu wewnątrztkankowego, a następnie obrzęk mięśni (Kjaer 2004). Tak więc procesy zachodzące w obrębie EMC po intensywnym wysiłku mogą mieć istotny wpływ na powysiłkowe zmiany sztywności, co potwierdzają również inni badacze (Hyldahl i Hubal 2014). Zaskakujące jest jednak, jak niewiele wiadomo na temat owych procesów przebudowy ECM, pomimo ich ważnej roli w adaptacji miofibrylarnej do wysiłku (Kjaer 2004).

Do ciekawych wniosków doszli również Nordez i wsp. (2009), którzy wykorzystując technologię elastografii testowali zmiany modułu sprężystości głowy przyśrodkowej m. brzuchatego łydki, po zastosowaniu przetrwałego submaksymalnego skurczu izometrycznego (do obniżenia siły skurczu do poziomu 95%) po wcześniejszej rozgrzewce. Z otrzymanych przez nich danych wynika, iż sztywność mięśniowa podczas trwania skurczu nie zmieniła się, natomiast natychmiast po zaprzestaniu skurczu zmalała istotnie w porównaniu do pomiaru przed wysiłkiem fizycznym. Jako jedną z hipotez powysiłkowego spadku sztywności autorzy podali kumulację kilku czynników, mogących mieć wpływ na zmianę właściwości lepko-sprężystych mięśni szkieletowych. Czynniki te związane są ze zjawiskiem nieliniowego rozkładu deformacji tkanki w czasie, pod wpływem działającej siły (z ang. *creep phenomenon*). Zjawisko to definiowane jest przez początkowo szybki wzrost odkształcenia, po którym następuje wolniejszy wzrost odkształcenia przy stałym naprężeniu w czasie. Mówiąc prościej, niektóre materiały nadal zwiększają swoją długość po wstępnym rozciągnięciu, nawet jeśli nie zwiększa się siła rozciągania. Przedłużające się w czasie zwiększanie długości ścięgna badanego mięśnia, mogłoby w oczywisty sposób wpłynąć na sztywność jego brzośca mięśniowego. Z uwagi na inny charakter wysiłku fizycznego oraz punkt czasowy przeprowadzenia pomiarów powysiłkowych, nie można w sposób bezpośredni porównać wyników i wniosków przedstawionych przez Nordeza i wsp. (2009) oraz tych, będących przedmiotem niniejszej rozprawy. Stanowią one jednak ważne uzupełnienie rozważań na temat powysiłkowych zmian sztywności mięśni szkieletowych. Ponadto Nordez i wsp. (2009) wykazali również, iż wartość modułu sprężystości nie ulegała istotnym zmianom wraz z narastającym zmęczeniem. Innymi słowy sztywność mięśniowa osiągnęła pewną wartość podczas skurczu, określaną przez autorów jako miejscowa sztywność aktywna, jednak wartość ta nie uległa zmianie, pomimo zmian aktywności elektrycznej badanego mięśnia obserwowanych przy pomocy elektromiografii

powierzchniowej. Sztywność aktywna była wyższa od tej obserwowanej w pozycji spoczynkowej relaksacji mięśnia. Zdaniem autorów, opartym na poprzednich badaniach (Dresner i wsp. 2001), odzwierciedlała ona w sposób pośredni liczbę mostków poprzecznych formowanych przez połączone filamenty aktynowe i miozynowe. Jak podają autorzy, brak istotnych zmian wartości modułu sprężystości podczas długotrwałego skurczu świadczy o tym, że sztywność mięśni szkieletowych będzie silniej skorelowana z ich napięciem, a nie poziomem aktywności. W swojej wcześniejszej publikacji Nordez i wsp. (2008) wykazali również istotny związek między zwiększaniem się długości mięśnia, a wzrostem jego modułu sprężystości. Wykorzystali oni technologię SWE do pomiaru modułu sprężystości głowy przysrodkowej m. brzuchatego łydki podczas biernego rozciągania go, czyli zwiększania jego długości przez bierne wykonywanie zgięcia grzbietowego stawu przy pomocy urządzenia Biodex (Biodex medical, Shirley, Nowy Jork, USA). Na podstawie otrzymanych wyników autorzy badania wywnioskowali, że zwiększenie sztywności jest wynikiem jedynie biernego rozciągania włókien mięśniowych przez system Biodex, a nie wewnętrznych i samoistnych zmian parametrów lepko-sprężystych badanego mięśnia.

Na podstawie powyższych przykładów wydaje się, iż dobór odpowiedniej pozycji testowania oraz świadomość architektury włókien czy budowy anatomicznej badanego mięśnia, będą wpływały w sposób istotny na parametry lepko-sprężyste brzośca mięśniowego, a tym samym na otrzymane rezultaty procesu badawczego. Jednakże tak różne i często pozostające w sprzeczności wyniki badań dotyczące powysiłkowych zmian sztywności, ale mimo to argumentowane przez ich autorów wiarygodnymi wyjaśnieniami opartymi na publikacjach innych, pokazują wyraźnie, jak skomplikowanym i wieloczynnikowym zjawiskiem jest sztywność mięśniowa i jak potrzebne są kolejne publikacje związane z tym zjawiskiem.

3. Związek między wystąpieniem opóźnionej bolesności mięśniowej i powysiłkowymi zmianami sztywności, a siłą mięśniową i zakresem ruchu

W badaniach będących przedmiotem niniejszej rozprawy zaobserwowano istotny wzrost bolesności mięśniowej na 24 godziny po intensywnym wysiłku z przewagą skurczów ekscentrycznych. Jest to zgodnie z wcześniejszymi badaniami innych autorów (Madeleine i wsp. 2011, Madeleine i wsp. 2018, Kawczyński i wsp. 2018). Jednocześnie wykazano jednak brak istotnych statystycznie zmian w sile mięśniowej oraz zakresie ruchu badanego mięśnia. Spadek wartości siły skurczu dowolnego uważany jest za istotny wskaźnik pośredni uszkodzenia mięśni (Paulsen i wsp. 2012). W literaturze opublikowano także szereg badań sugerujących ogólną zależność między sztywnością mięśniową, a zakresem ruchu w stawie (Nordez i wsp. 2008, Brandenburg i wsp. 2015).

Jak sugerują Brandenburg i wsp. (2015), jeżeli mięsień odpowiedzialny za ruch w danym stawie będzie wykazywał większą sztywność, ruchomość tego stawu zmniejszy się. Innymi słowy mniejsza sztywność spoczynkowa mięśnia przekłada się na większą ruchomość stawową. Jednakże wpływ na to będą miały nie tylko właściwości lepko-sprężyste części kurczliwej danego mięśnia, ale również jego elementy ścięgniste, sztywność innych mięśni odpowiedzialnych za ruch w danym stawie oraz sztywność aparatu więzadłowo-torebkowego. Ponadto jeśli badany mięsień jest mięśniem dwustawowym, na jego sztywność oraz ruchomość badanego stawu będzie mieć również wpływ pozycja drugiego stawu. Jak wynika z powyższych rozważań, sztywność części kurczliwej mięśnia będzie przekładała się na zakres ruchomości w stawie jedynie w sposób pośredni. Dlatego też ocena zmiany zakresu ruchu nie powinna być jedynym wyznacznikiem ewentualnych powysiłkowych zmian sztywności brzośca mięśniowego. Jedynie pomiar ilościowy sztywności mięśniowej w sposób izolowany wydaje się wiarygodną metodą oszacowania

sztynności części kurczliwej mięśnia szkieletowego. Wiele z wcześniej opublikowanych doniesień naukowych, których celem była ocena zakresu ruchu w stawie, szacowało sztywność mięśniową jedynie w sposób pośredni (Soucie i wsp. 2011).

Na podstawie wcześniejszych badań zauważono także, że wielkość redukcji siły cechuje bardzo duża zmienność osobnicza, nawet w przypadku zastosowania tego samego protokołu ćwiczeń (Clarkson i in. 2005, Nosaka i wsp. 2002). Potwierdzają to również wyniki badań, będących przedmiotem niniejszej rozprawy, gdzie powysiłkowe zmiany wartości MVC różnią się znacząco wśród uczestników badania (Tab.3.). Uśredniony ogólny spadek MVC o 16%, choć nie okazał się istotny statystycznie, wykazuje wyraźny trend spadkowy i jest zgodny z wynikami wcześniejszych badań, gdzie spadek wartości MVC po wysiłku o charakterze ekscentrycznym wyniósł od 10 do 60% (Guilhem i in. 2010). Jak podają Raastad i wsp. (2010), wielkość tego spadku jest bezpośrednio związana z liczbą uszkodzonych włókien mięśniowych. Zgodnie z ustaleniami Madeleine i wsp. (2018) brak spadku siły skurczu dowolnego w powtórnej próbie, mierzonej za pomocą dynamometru, można wyjaśnić: rekrutacją dodatkowych jednostek motorycznych, zwiększoną synchronizacją ich pracy lub zmienionymi właściwościami kurczliwymi włókien mięśniowych. Innymi słowy wykonanie całego protokołu ćwiczeń ekscentrycznych opartych na konkretnym schemacie ruchowym, będzie powodowało aktywację pamięci motorycznej i optymalizację mechaniki skurczu. Pozwoli to, pomimo zmniejszonych możliwości wysiłkowych, wykonać dany ruch na wyższym poziomie siły w kolejnej próbie, a tym samym spadek MVC będzie mniejszy. Należy w tym miejscu dodać, że powyżsi autorzy zastosowali podobny schemat wysiłkowy oraz czasowy w ocenie zmian MVC, obrazujący brak spadku siły skurczu pomimo istotnego wzrostu poziomu bolesności na 24 godziny po wysiłku. W zgodzie z powyższymi wynikami Nosaka i wsp. (2002) wykazali jedynie niewielką i nieistotną korelację między wystąpieniem opóźnionej bolesności a

zmianami MVC i ROM, sugerując niezależność opisywanych parametrów. Tezę tę potwierdzają dodatkowo badania Yanagisawy i wsp. (2015), którzy wykazali brak istotnych korelacji między sztywnością mięśni ocenianą za pomocą elastografii a zakresem ruchu. Do podobnych wniosków doszli również cytowani już w niniejszej rozprawie Kawczyński i wsp. (2018), wykazując brak spadku siły dla części zstępującej m. czworobocznego grzbietu, pomimo istotnego wzrostu bolesności. Co warto przypomnieć, wykazali oni również istotny spadek sztywności badanego mięśnia. Tak więc powysiłkowe zmiany sztywności wydają się być również niezależne od zmian ROM i MVC. Powyższe przykłady badań potwierdzają więc możliwość pojawienia się DOMS po intensywnym wysiłku, pomimo braku obniżenia siły skurczu i zakresu ruchu, a tym samym są one zgodne z wynikami niniejszej rozprawy.

4. Zestawienie elastografii oraz miotonometrii, jako dwóch metod badawczych do pomiaru sztywności mięśniowej

Jak podkreślono powyżej, poprzednie metody pomiaru sztywności mięśniowej bazowały głównie na pomiarach pośrednich, polegających między innymi na szacowaniu sztywności całego kompleksu mięsień-ścięgno na podstawie pomiaru momentu obrotowego danego stawu przy biernym rozciąganiu mięśnia (Hoang i wsp. 2008). Tak więc dobór technologii pomiarowych, pozwalających na izolowany ilościowy pomiar sztywności badanego brzośca mięśniowego, będzie istotny dla obiektywizacji diagnostyki narządu ruchu przez zniwelowanie czynników zewnętrznych, wpływających na pomiar. Na przestrzeni ostatnich lat technologia miotonometrii była coraz częściej wykorzystywana w badaniach dotyczących mechaniki pracy i fizjologii mięśni szkieletowych (Feng i in. 2018, Lohr i in. 2018). Kawczyński i wsp. (2018) wykazali wysoką niezawodność urządzenia MyotonPRO, wzorując się na schemacie badań: test-retest, gdzie współczynnik ICC wyniósł

od 0,59 do 0,96. Z kolei Aird i wsp. (2012) uzyskali bardzo wysoką powtarzalność pomiarów, wykonanych na tej samej grupie badawczej w tożsamy warunkach pomiarowych, zarówno w jednym dniu ($ICC > 0,90$) oraz dniach kolejnych ($ICC > 0,70$). Podobną wiarygodność potwierdzają również badania wykorzystujące elastografię (Brandenburg i wsp. 2015, Koppenhaver i wsp. 2018), przykładowo Arda i in. (2011) uzyskali wysoką powtarzalność pomiarów dla SWE, zarówno dla tego samego operatora ($ICC = 0,91 - 0,95$) jak i dla różnych operatorów ($ICC = 0,89 - 0,91$). W niniejszej rozprawie przytoczono już wiele przykładów badań potwierdzających wiarygodność zastosowania elastografii oraz miotonometrii w ocenie parametrów lepko-sprężystych wybranych elementów układu ruchu. Jednakże nadal niewiele jest badań konfrontujących obie te technologie. Z punktu widzenia niniejszej rozprawy istotne wydaje się więc zbadanie korelacji pomiędzy dwoma wybranymi technikami pomiarowymi.

Przeprowadzona w omawianych badaniach analiza danych nie potwierdziła istotnej korelacji pomiędzy tymi dwiema metodami pomiarowymi dla wartości względnych w czterech punktach pomiarowych (Tab.2.). Chociaż elastografia i miotonometria wykazały taki sam trend powysiłkowych zmian sztywności. Wyznaczenie regresji liniowej dla sumarycznych wartości we wszystkich punktach pomiarowych, uwidocznilo umiarkowaną dodatnią zależność obu pomiarów ($R = 0,383$; $p = 0,219$). Współczynnik Pearsona wykazał najwyższą zależność i silną, choć nieistotną, korelację w punkcie 4. Można to tłumaczyć przez najmniejszą grubość brzośca mięśniowego w tym rejonie i jego najbardziej powierzchniowe położenie. Potwierdzają to rozważania McKee i wsp. (2011), którzy zalecają pewną ostrożność przy bezpośrednim porównywaniu danych z elastografii oraz miotonometrii. Pomimo, że obie te technologie w oszacowaniu miary sztywności mięśniowej bazują na wspomnianym już module Younga, to miotonometria dokonuje bardziej powierzchniowego odczytu niż elastografia, która odzwierciedla moduł sprężystości

dla obszaru konkretnego przekroju poprzecznego brzośca mięśniowego. Zdaniem powyższych autorów może to wpływać na wyniki i interpretację uzyskanych wartości. Brak istotności statystycznej korelacji można także tłumaczyć stosunkowo niewielką liczbą uczestników badania i różnicami w indywidualnych wielkościach modułu sprężystości oraz sztywności dynamicznej dla poszczególnych badanych, gdyż analiza korelacji wrażliwa jest na wartości skrajne przy małej liczebności próby.

Zastosowany w niniejszym eksperymencie protokół badawczy przeprowadzenia pomiarów był spójny z badaniami autorstwa Kelly i wsp. (2018). Badana kończyna dominująca znajdowała się w pozycji neutralnej, gdzie odpowiednie kąty zgięcia stawów zapewniały maksymalne rozluźnienie. Do oszacowania sztywności dynamicznej z wykorzystaniem miotonometrii, w każdym z punktów pomiarowych, urządzenie wykonało trzy niezależne pomiary, z których średnią wykorzystano następnie do analizy statystycznej. Moduł sprężystości został natomiast obliczony na podstawie trzech najlepszych obrazów, wybranych z sonogramu nagrywanego przez 8-12 sekund w każdym z punktów pomiarowych. Powyższe założenie przyjęto również w niniejszej rozprawie doktorskiej. Badanie przeprowadzone przez Kelly i wsp. (2018) miało na celu sprawdzenie korelacji pomiędzy elastografią a miotonometrią w ocenie zmian sztywności mięśniowej na trzech poziomach siły izometrycznego skurczu dowolnego: w okresie relaksacji (0% MVC), przy 40% MVC oraz przy 80% MVC. Ocenie poddano trzy mięśnie różniące się architekturą włókien, mechaniką pracy oraz lokalizacją: m. podgrzebieniowy, m. prostownik grzbietu oraz m. brzuchaty łydki. Porównanie metod pomiaru za pomocą korelacji Pearsona wykazało istotną dodatnią zależność liniową dla każdego z mięśni i dla trzech poziomów siły skurczu rozpatrywanych łącznie ($R = 0,23 - 0,71$; $p < 0,05$). Dodatkowo w badaniu oszacowano rzetelność pomiarów wykonywanych przez trzech różnych operatorów, dla serii pomiarów oraz jednokrotnego odczytu. Z uzyskanych wyników wynikało, że urządzenie

MyotonPRO cechuje się wyższą rzetelnością z mniejszym współczynnikiem zmienności w obu przypadkach (ICC = 0,93 - 1,00). Elastografia wykazała wysoką rzetelność jedynie dla serii pomiarów (ICC = 0,72 – 0,98). Jednakże, jak już wspomniano w niniejszej rozprawie, elastografię cechuje bardziej skomplikowana metodyka pomiarowa, wymagająca większej wiedzy operatora. Urządzenie MyotonPRO jest natomiast prostsze w obsłudze i specyfika pomiaru niweluje błędy operatora. Stąd możliwość większego błędu pomiarowego między operatorami dla elastografii. Jak podsumowują autorzy powyższych badań, potwierdza to zasadność wykorzystania miotonometrii w ocenie sztywności mięśniowej. W badaniach przeprowadzonych przez Feng i wsp. (2018) na 20 zdrowych uczestnikach, wskazanym autorom także udało się potwierdzić istotną statystycznie korelację ($R = 0,463 - 0,544$; $p < 0,05$) między modułem sprężystości mierzonym przy pomocy SWE oraz sztywnością dynamiczną oszacowaną przez MyotonPRO. Dodatkowo uzyskane wyniki potwierdziły bardzo wysoką powtarzalność pomiarów tego samego operatora, mierzoną w odstępie pięciu dni, w tych samych warunkach pomiarowych na 10 uczestnikach (ICC = 0,79 – 0,93). Celem badań Ariji i wsp. (2013) było również zbadanie związku między wskaźnikiem elastyczności mm. żwaczy, uzyskanym za pomocą elastografii a sztywnością mierzoną wspomnianym już w niniejszej dyskusji twardościomierzem ręcznym (Neutone TDM-N1, Try-All, Chiba, Japonia) u 35 ochotników. Potwierdzili oni istotną statystycznie korelację między pomiarami sztywności.

Z kolei Akagi i Kusama (2015) wykazali brak istotnej korelacji między pomiarem modułu sprężystości techniką elastografii, a pomiarem sztywności przy pomocy twardościomierza ręcznego. Autorzy dokonali pomiarów w sześciu punktach po stronie prawej i lewej dla mięśni: m. czworobocznego grzbietu, m. dźwigacza łopatki oraz m. płatowatego głowy. Najbardziej istotnym, z punktu widzenia niniejszej rozprawy, był pomiar dla m. czworobocznego grzbietu, wykonany na środku linii łączącej wyrostek

kolczysty kręgu C7 oraz wyrostek barkowy łopatki. Ważne było również wykonanie pomiarów w pozycji relaksacji. Współczynnik korelacji Pearsona dla m. czworobocznego grzbietu wyniósł: po stronie prawej $R = 0,208$ ($p = 0,329$) oraz po stronie lewej $R = 0,197$ ($p = 0,357$). Dla pozostałych punktów pomiarowych zależność pomiędzy dwoma metodami oceny sztywności znajdowała się na podobnym poziomie i również nie była istotna statystycznie. Z uwagi na zbieżność w lokalizacji pomiarów, zestawienie wyników powyższych badań z danymi uzyskanymi w niniejszej rozprawie wydaje się wyjątkowo istotne.

5. Heterogeniczność rozkładu sztywności dynamicznej i modułu sprężystości

Celem lepszej prezentacji graficznej i uzupełnienia wyników liczbowych, w niniejszej rozprawie wykonano również topograficzne mapy rozkładu sztywności. Obrazują one heterogeniczny rozkład wartości modułu sprężystości (Ryc.8.) oraz sztywności (Ryc.9.) części zstępującej m. czworobocznego grzbietu, który wskazuje na wyraźne zróżnicowania rozkładu wartości obu parametrów dla czterech punktów pomiarowych, w obu punktach czasowych. Przy dokładniejszej analizie uzyskanych obrazów można wywnioskować, że sztywność dynamiczna wykazała dla obu punktów czasowych, najwyższą wartość w części najbardziej dystalnej brzośca mięśniowego, a więc w punkcie 4. Natomiast moduł sprężystości osiągnął najwyższe wartości w punkcie 2, a więc bardziej proksymalnie.

Jak sugerowano w poprzednich badaniach (Kelly i in. 2018, Madeleine i in. 2018) punkt 2 odpowiada lokalizacji, w której grubość brzośca mięśniowego jest największa. Natomiast dla punktu 4 położonego najbardziej dystalnie w stosunku do osi kręgosłupa, a tym samym najbliższej części ścięgniętej mięśnia i jego przyczepu końcowego w rejonie wyrostka barkowego łopatki, grubość brzośca będzie najmniejsza. Sugeruje to, że parametr

ten będzie miał bezpośredni wpływ na pomiar sztywności mięśniowej przy pomocy elastografii oraz miotonometrii. Jest to po części zgodne z obserwacjami Kelly i wsp. (2018), którzy zasugerowali, iż elastografia zapewni lepszy pomiary z głębszych struktur tkankowych, a miotonometria ze struktur położonych bardziej powierzchownie, co potwierdzają również inni autorzy (Alfuraih i wsp. 2018, Kawczyński i wsp. 2018). Ponadto Alfuraih i wsp. (2018) wykazali, że zmienność pomiarów modułu sprężystości rośnie kwadratowo wraz z głębokością akwizycji. Ze względu na budowę anatomiczną części zstępującej m. czworobocznego grzbietu głębokość pomiarów może się różnić w czterech punktach akwizycji danych, powodując przestrzenną niejednorodność modułu sprężystości. Jak podają Damon i in. (2008), przestrzenną niejednorodność rozkładu sztywności można wyjaśnić także różnicami w lokalnych cechach strukturalnych mięśnia, takich jak zmiany kąta pierzastości i różne typy włókien mięśniowych. Kolejni autorzy zasugerowali również, że przestrzenna niejednorodność w module sprężystości może wynikać z niejednolitego powysiłkowego uszkodzenia włókien mięśniowych (Green i wsp. 2012) lub ich heterogenicznej aktywacji podczas wysiłku (Kinugasa i in. 2006).

6. Zalety i ograniczenia badania

W podsumowaniu niniejszej rozprawy doktorskiej należy wspomnieć o kilku ograniczeniach oraz mocnych stronach przeprowadzonych badań. Wzorując się na wcześniejszych badaniach innych autorów i chcąc uzyskać wysoką wiarygodność pomiaru, zarówno dla elastografii fali poprzecznej jak i miotonometrii, w metodologii pomiarowej założono kilkukrotny odczyt sztywności w każdym z punktów pomiarowych (Vain i Kums 2002, Kelly i in. 2018). Dopiero średnia z tych pomiarów brana była do analizy i dalszej interpretacji danych, jako pomiar sztywności dynamicznej czy modułu sprężystości w

danym punkcie. Aby dokonać wielokrotnego pomiaru w jednym punkcie przy pomocy urządzenia MyotonPRO, wystarczy jedynie wybrać odpowiednią funkcję podczas programowania pomiaru. W przypadku elastografii konieczny był wybór trzech obrazów z 10-sekundowego sonogramu, charakteryzujących się maksymalną homogenicznością. Następnie należy dokonać odczytu wartości modułu sprężystości i uśrednienia wyników. Wymagało to więc przeprowadzenia wstępnej obróbki danych przez niezależnego operatora i zaślepienie ich do dalszej analizy. Wielokrotność pomiaru jest więc mocną stroną metodyki niniejszej rozprawy. Ponadto, jak donoszą Andonian i współpracownicy (2016), pomiary wykonywane w pozycji spoczynkowej są wysoce wiarygodne i łatwiejsze do standaryzacji. Jednakże, jak wykazali Huang i wsp. (2018), testowanie w pozycji funkcjonalnej może lepiej odzwierciedlać rzeczywiste warunki pracy mięśni.

Zastosowana metodologia badawcza nie zakładała przeprowadzenia dodatkowych pomiarów w tych samych warunkach pomiarowych w celu określenia rzetelności i powtarzalności, zarówno dla urządzeń pomiarowych, jak i samego operatora. Wzorowano się na wysokiej wiarygodności pomiarów, udowodnionej przez innych autorów, z zastosowaniem tej samej metodologii przeprowadzenia procesu badawczego (Andonian i in. 2016, Kawczyński i in. 2018.). Zatem brak wyznaczenia współczynnika ICC i analizy błędu pomiarowego można uznać za kolejne ograniczenie pracy. Ponadto w badaniu udział wzięły jedynie osoby zdrowe, w młodym wieku, a więc wyniki niniejszego badania nie mogą być generalizowane i interpretowane w odniesieniu do innych grup wiekowych czy osób z jednostkami chorobowymi. Ponadto liczba uczestników badania nie była wystarczająco duża, aby zbadać różnice związane z płcią. Jednakże wyznaczona przy pomocy oprogramowania G*Power 3 (wersja 3.1.9.2; Uniwersytet w Kiel, Kiel, Germany) minimalna wielkość próby zakładała jedynie liczbę uczestników badania konieczną do

oszacowania zmian sztywności w czasie na odpowiednim poziomie istotności i liczba ta wynosiła 11 osób (Faul i wsp. 2007).

Dodatkowo podczas badania nie był prowadzony monitoring aktywności elektrycznej badanego mięśnia (na przykład za pomocą elektromiografii powierzchniowej). Stąd też można jedynie zakładać, że mięsień w trakcie pomiaru sztywności czy modułu sprężystości znajdował się w stanie relaksacji. Należy również zauważyć, iż wykonanie dodatkowego pomiaru bezpośrednio po wysiłku fizycznym o charakterze ekscentrycznym, mogłoby dostarczyć dokładniejszych informacji dotyczących przebiegu czasowego powysiłkowych zmian sztywności. Warto jednak nadmienić, że Kawczyński i wsp. (2018) wykazali spadek sztywności części zstępującej m. czworobocznego grzbietu o 6,5% bezpośrednio po jednostce treningowej oraz spadek o 14,2% po 24 godzinach po ćwiczeniach. Sugeruje to większą zasadność pomiaru w minimum dobowym odstępie czasu.

Za mocną stroną badania można uznać wykorzystanie wyspecjalizowanego urządzenia do przeprowadzenia ćwiczeń o charakterze ekscentrycznym. Zastosowany w badaniu dynamometr pozwalał na precyzyjne wyznaczenie wartości MVC oraz ROM osoby ćwiczącej, co zapewniło powtarzalność w przebiegu każdego skurczu i odpowiedni dobór obciążenia na zadanym poziomie. Dodatkowo konstrukcja urządzenia dała możliwość wyizolowanej pracy m. czworobocznego grzbietu, z odpowiednią stabilizacją innych elementów układu ruchu. Pozwoliło to na kontrolę i monitorowanie poziomu aktywności fizycznej w trakcie ćwiczeń.

W celu wykonania pomiarów modułu sprężystości z wykorzystaniem technologii SWE, konieczne było wyznaczenie kwadratowego obszaru pomiarowego (ROI) dla każdego z uczestników badania. Zgodnie z opisanymi w części metodologicznej niniejszej rozprawy założeniami, opartymi na wcześniejszych badaniach innych autorów, obszar ten powinien być jak największy, jednakże z wyłączeniem struktur mięśniowo-ścięgnistych oraz

niehomogenicznych. Przy jego wyznaczeniu ROI oraz oznakowaniu punktów pomiarowych do miotonometrii korzystano z odpowiednich i charakterystycznych cech anatomicznych (wyrostka kolczystego kręgu C7 oraz wyrostka barkowego łopatki), aby maksymalnie ujednolicić ROI oraz punkty pomiarowe dla każdego z badanych, podczas każdej sesji pomiarowej. Jednakże względu na różnice anatomiczne, niemożliwe było zagwarantowanie identycznego obszaru i rozkładu punktów pomiarowych dla każdego z badanych, co mogło stanowić potencjalne źródło błędu pomiarowego. Innymi słowy, jak podają Alfuraih i wsp. (2017), różna wielkość obszaru pomiarowego, zmiana orientacji sondy czy nawet niewielkie przesunięcie lokalizacji punktu pomiarowego mogą powodować zmienność oszacowania modułu sprężystości. Czynniki te można więc poniekąd uznać za kolejne ograniczenia. Jednak, jak udowodnili ci sami autorzy, SWE wykazuje najmniejszą zmienność, gdy sonda jest umieszczona podłużnie do włókien mięśniowych, z odpowiednim obszarem pomiarowym i minimalnym naciskiem sondy na tkankę (Alfuraih i wsp. 2017). Wszystkie powyższe wytyczne zastosowano w badaniach do niniejszej rozprawie.

VI. WNIOSKI I APLIKACJE PRAKTYCZNE

Podsumowując, niniejsze badanie wykazało, że biomechaniczne właściwości mięśni, reprezentowane przez moduł sprężystości oraz sztywność dynamiczną, mogą ulec zmniejszeniu pod wpływem wysiłku fizycznego o charakterze ekscentrycznym. Zaprezentowane ustalenia, dotyczące sztywności mięśniowej i wpływu opóźnionej bolesności mięśniowej na właściwości mięśni, są zgodne z licznymi badaniami innych autorów. Pozostają one jednak w pewnej sprzeczności z ogólnie przyjętą tezą, że wysiłek o charakterze ekscentrycznym będzie powodował zwiększenie sztywności mięśni szkieletowych. Stanowi to z pewnością ciekawy punkt wyjścia do kolejnych badań z wykorzystaniem zastosowanych technik pomiarowych na większej grupie uczestników, z podziałem na płeć, wiek czy stopień wytrenowania. Wydaje się również, że podobna metodologia badawcza mogłaby posłużyć do oceny powysiłkowych zmian sztywności dla wysiłku fizycznego o różnej charakterystyce, zmian adaptacyjnych po zastosowaniu różnych metod i obciążeń treningowych oraz w zestawieniu oceny układu ruchu dla różnych dyscyplin sportowych. Dodatkowo obiektywny ilościowy pomiar sztywności mięśniowej wydaje się być bardzo istotny przy diagnostyce stanu funkcjonalnego układu ruchu w wielu jednostkach chorobowych oraz do oceny postępów procesu rehabilitacyjnego zarówno w chorobach układu nerwowo-mięśniowego, jak i fizjoterapii pourazowej.

W niniejszej rozprawie doktorskiej przedstawiono również nowatorskie mapy topograficzne, pokazujące przestrzenną niejednorodność rozkładu modułu sprężystości i sztywności dynamicznej części zstępującej m. czworobocznego grzbietu. Mogą one zapewnić głębszy wgląd w mechanizmy adaptacyjne tkanek miękkich po wysiłku o charakterze ekscentrycznym i w przebiegu opóźnionej bolesności mięśniowej. Wyniki niniejszego badania pokazują, że monitorowanie sztywności przy użyciu miotonometrii i

elastografii fali poprzecznej przyczynia się do zrozumienia, w jaki sposób pojedynczy mięsień adaptuje się do pracy z przewagą skurczów ekscentrycznych, na wysokim poziomie obciążenia. Dlatego powyższa rozprawa doktorska dostarcza nowych ważnych informacji z dziedzin badań klinicznych i stosowanych, takich jak zapobieganie urazom i programowanie obciążenia treningowego.

Pomimo dostępności znanych i wiarygodnych technik pomiarowych właściwości lepko-sprężystych tkanek miękkich, palpacja nadal pozostaje najpopularniejszą metodą oceny sztywności mięśniowej. Jest to jednak pomiar wysoce subiektywny i mocno uzależniony od umiejętności i doświadczenia osoby wykonującej badanie. Nie dający faktycznych wartości, a jedynie pośrednią ocenę kliniczną stanu układu mięśniowego, bez możliwości wiarygodnego zestawienia otrzymanych wyników z wynikami poprzednich badań czy innych osób. Dlatego też istotna z punktu widzenia obiektywnej diagnostyki klinicznej i czynnościowej aparatu mięśniowego jest popularyzacja metod pozwalających na rzetelny i powtarzalny pomiar ilościowy sztywności mięśniowej. Biorąc pod uwagę powyższą potrzebę, elastografia fali poprzecznej wydaje się być bardzo dobrym zaawansowanym technologicznie rozwiązaniem o małym zakresie błędu pomiarowego, którego niewątpliwą zaletą jest możliwość wykonania nieinwazyjnego pomiaru w czasie rzeczywistym dla większości powierzchownych mięśni i ścięgien w układzie ruchu. Jednakże właśnie owo zaawansowanie technologiczne czyni tę metodę pomiarową kosztowną w zakupie i eksploatacji. Wymaga ona również umiejętności obsługi aparatu ultrasonograficznego oraz analizy i interpretacji pozyskanych danych w postaci sonogramu. Odpowiedzią na większość przedstawionych powyżej problemów wydaje się więc być urządzenie MyotonPRO. Zapewnia ono niezawodny, dokładny i czuły pomiar m.in. sztywności mięśniowej powierzchownych mięśni szkieletowych, który określany jest także jako cyfrowa palpacja. Koszty zakupu i eksploatacji aparatu MyotonPRO są relatywnie

niskie, a niewielkie rozmiary i bezprzewodowość gwarantują całkowitą mobilność urządzenia, pozwalając na pomiar w warunkach treningowych, podczas rywalizacji sportowej czy poza gabinetem rehabilitacyjnym. Dodatkowo interpretacja uzyskanych wyników możliwa jest przy wykorzystaniu dowolnego urządzenia mobilnego, pozwalającego na zainstalowanie oprogramowania do obsługi danych. Warto również podkreślić, iż urządzenie to można wykorzystać do pomiaru sztywności nie tylko brzośca mięśniowego, ale również części ścięgnistej oraz samego ścięgna, a więc do kompleksowej oceny aparatu ruchu. Należy jednak pamiętać, że MyotonPRO posiada również pewne ograniczenia: nie można stosować go do pomiaru właściwości mięśni głębokich oraz mięśni pokrytych zbyt dużą ilością podskórnej tkanki tłuszczowej (> 20 mm). Z uwagi na wysoką rzetelność badań wykonanych przy pomocy aparatu MyotonPRO, potwierdzoną licznymi badaniami naukowymi, oraz wszystkie wymienione powyżej cechy urządzenia; wydaje się ono obecnie jedną z najlepszych, łatwo dostępnych technik do obiektywnej i ilościowej oceny parametrów lepko-sprężystych układu ruchu. Jak pokazują wyniki niniejszego badania, miotonometria – podobnie jak elastografia – wykazała istotny statystycznie spadek sztywności badanego mięśnia, na podobnym poziomie dokładności. Biorąc pod uwagę wymienione powyżej cechy urządzenia MyotonPRO, dające mu pewną przewagę nad zaawansowanym technologicznie aparatem do ultrasonografii, jego stosowanie powinno być polecane zarówno dla teoretyków, jak i praktyków w dziedzinie fizjoterapii, fizjologii wysiłku fizycznego w treningu sportowym czy szeroko pojmowanej medycyny sportowej.

VII. SPIS TABEL I RYCIN

Tabela 1. Charakterystyka antropometryczna uczestników badania („d”: odległość między wyrostkiem kolczystym kręgu C7, a wyrostkiem barkowym łopatki, 1/6 „d”: odległość między punktami pomiarowymi)	35
Tabela 2. Współczynnik korelacji Pearsona oraz średnie wartości zmian sztywności dynamicznej (N/m) oraz modułu sprężystości (kPa) części zstępującej mięśnia czworobocznego grzbietu, dla pomiarów wykonanych: bezpośrednio przed oraz 24 godziny po wysiłku fizycznym o charakterze ekscentrycznym	50
Tabela 3. Powysiłkowa zmiana intensywności odczuwalnego bólu określana na podstawie skali NRS (z ang. numeral rating scale: NRS), zmiana zakresu ruchu uniesienia barków (z ang. range of movement: ROM) oraz zmiana siły maksymalnego skurczu dowolnego (z ang. maximum voluntary contraction: MVC); dla każdego z uczestników badania, dla pomiarów wykonanych: bezpośrednio przed oraz 24 godziny po wysiłku fizycznym o charakterze ekscentrycznym	51
Rycina 1. Pomiar modułu sprężystości części zstępującej mięśnia czworobocznego grzbietu metodą elastografii fali poprzecznej, z wykorzystaniem aparatu LOGIQ S8	36
Rycina 2. Aparat LOGIQ S8 firmy GE Healthcare (General Electric, Norwalk, Stany Zjednoczone) podczas pomiaru modułu sprężystości	37
Rycina 3. Urządzenie MyotonPRO (Myoton AS, Tallin, Estonia) w trakcie pomiaru sztywności dynamicznej części zstępującej mięśnia czworobocznego grzbietu	39
Rycina 4 a, b. Dynamometr do ćwiczeń mięśnia czworobocznego grzbietu (Aalborg University, Aalborg, Dania)	40
Rycina 5. Lokalizacja czterech punktów pomiarowych na linii łączącej wyrostek kolczysty kręgu C7 i wyrostek barkowy łopatki, z oznaczeniem odległości między tymi punktami kostnymi (d) oraz odległości między punktami pomiarowymi (1/6 d) (Kisilewicz i wsp. 2020)	43
Rycina 6. Zmiana modułu sprężystości (kPa) części zstępującej mięśnia czworobocznego grzbietu mierzona technologią elastografii fali poprzecznej, dla każdego z uczestników badania (linie w skali szarości) oraz dla wartości uśrednionej (linia kropkowana) (Kisilewicz i wsp. 2020)	46
Rycina 7. Zmiana sztywności dynamicznej (N/m) części zstępującej mięśnia czworobocznego grzbietu mierzona urządzeniem MyotonPRO, dla każdego z uczestników badania (linie w skali szarości) oraz dla wartości uśrednionej (linia kropkowana) (Kisilewicz i wsp. 2020)	48
Rycina 8. Mapa heterogenicznego rozkładu modułu sprężystości części zstępującej mięśnia czworobocznego grzbietu, dla pomiarów wykonanych: bezpośrednio przed oraz 24 godziny po wysiłku fizycznym o charakterze ekscentrycznym (x – oznaczenie punktu pomiarowego) (Kisilewicz i wsp. 2020)	49
Rycina 9. Mapa heterogenicznego rozkładu sztywności dynamicznej części zstępującej mięśnia czworobocznego grzbietu, dla pomiarów wykonanych: bezpośrednio przed oraz 24 godziny po wysiłku fizycznym o charakterze ekscentrycznym (x – oznaczenie punktu pomiarowego) (Kisilewicz i wsp. 2020)	49

VIII. BIBLIOGRAFIA

- Agyapong-Badu S., Warner M., 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.
- Aird L., Samuel D., Stokes M. (2012). Quadriceps muscle tone, elasticity and stiffness in older males: reliability and symmetry using the MyotonPRO. *Arch Gerontol Geriatr*, 55(2), e31-9.
- Akagi R., Kusama S., (2015). Comparison between neck and shoulder stiffness determined by shear wave ultrasound elastography and a muscle hardness meter. *Ultrasound Med Biol*, 41(8), 2266–71.
- Alfuraih A.M., O'Connor P., Hensor E., Tan A.L., Emery P., Wakefield R.J. (2018). The effect of unit, depth, and probe load on the reliability of muscle shear wave elastography: Variables affecting reliability of SWE. *J Clin Ultrasound*, 46(2), 108–15.
- Andonian P., Viallon M., Le Goff C., de Bourguignon C., Tourel C., Morel J., Giardini G., Gergel  L., Millet G.P., Croisille P. (2016). Shear-Wave Elastography Assessments of Quadriceps Stiffness Changes prior to, during and after Prolonged Exercise: A Longitudinal Study during an Extreme Mountain Ultra-Marathon. *PLoS One*, 11(8), e0161855.
- Arda K., Ciledag N., Aktas E., Aribas B.K., Kose K. (2011). Quantitative assessment of normal soft-tissue elasticity using shear-wave ultrasound elastography. *AJR Am J Roentgenol*, 197(3), 532–6.
- Ariji Y., Nakayama M., Nishiyama W., Nozawa M., Ariji E. (2016). Shear-wave sonoelastography for assessing masseter muscle hardness in comparison with strain sonoelastography: study with phantoms and healthy volunteers. *Dento maxillo facial radiology*, 45(2), 20150251.
- Ateş F., Hug F., Bouillard K., Jubeau M., Frappart T., Couade M., Bercoff J., Nordez A. (2015). Muscle shear elastic modulus is linearly related to muscle torque over the entire range of isometric contraction intensity. *J Electromyogr Kinesiol*, 25(4), 703–8.
- Balnave C.D., Allen D.G. (1996). The effect of muscle length on intracellular calcium and force in single fibres from mouse skeletal muscle. *J Physiol*, 492(Pt 3), 705–13.
- Bamber J., Cosgrove D., Dietrich C.F., Fromageau J., Bojunga J., Calliada F., Cantisani V., Correas J.M., D'Onofrio M., Drakonaki E.E., Fink M., Friedrich-Rust M., Gilja O.H., Havre R.F., Jenssen C., Klauser A.S., Ohlinger R., Saftoiu A., Schaefer F., Sporea I., Piscaglia F. (2013). EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 1: Basic principles and technology. *Ultraschall Med*, 34(2), 169–84.
- Beaton L.J., Tarnopolsky M.A., Phillips S.M. (2002). Contraction-induced muscle damage in humans following calcium channel blocker administration. *J Physiol*, 544(3), 849-59.
- Bercoff J., Tanter M., Fink M. (2004). Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 51(4), 396–409.
- Binderup A.T., Arendt-Nielsen L., Madeleine P. (2010). Pressure pain threshold mapping of the trapezius muscle reveals heterogeneity in the distribution of muscular hyperalgesia after eccentric exercise. *Eur J Pain*, 14(7), 705–12.

- Bochenek A., Reicher M. (2010). Anatomia człowieka. Tom 1. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 650-1.
- Borges P.R.T., Santos T.R.T., Procópio P.R.S., Chelidonopoulos J.H.D., Zambelli R., Ocarino J.M. (2017). Passive stiffness of the ankle and plantar flexor muscle performance after Achilles tendon repair: a cross-sectional study. *Braz J Phys Ther*, 21(1), 51–7.
- Brandenburg J.E., Eby S.F., Song P., Zhao H., Landry B.W., Kingsley-Berg S., Bamlet W.R., Chen S., Sieck G.C., An KN. (2015). Feasibility and reliability of quantifying passive muscle stiffness in young children by using shear wave ultrasound elastography. *J Ultrasound Med*, 34(4), 663–70.
- Burkhart S., Morgan C., Kibler W. (2003). The disabled shoulder: spectrum of pathology part III: the SICK scapula, scapular dyskinesis, the kinetic chain, and rehabilitation. *Arthroscopy*, 19(6), 641–61.
- Chuang L.L., Wu C.Y., Lin K.C., 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*, 2012:617694.
- Clarkson P.M., Hoffman E.P., Zambraski E., Gordish-Dressman H., Kearns A., Hubal M., Harmon B., Devaney J.M. (2005). ACTN3 and MLCK genotype associations with exertional muscle damage. *J Appl Physiol*, 99(2), 564–9.
- Close G.L., Ashton T., McArdle A., Maclaren D.P. (2005). The emerging role of free radicals in delayed onset muscle soreness and contraction-induced muscle injury. *Comp Biochem Physiol Mol Integr Physiol*, 142(3), 257–66.
- Damon B.M., Wadington M.C., Lansdown D.A., Hornberger J.L. (2008). Spatial heterogeneity in the muscle functional MRI signal intensity time course: effect of exercise intensity. *Magn Reson Imaging*, 26(8), 1114–21.
- Davidoff R.A. (1992). Skeletal muscle tone and the misunderstood stretch reflex. *Neurology*, 42(5), 951–63.
- Dellalana L.E., Chen F., Vain A., Gandelman J.S., Pöldemaa M., Chen H., Tkaczyk E.R. (2019). Reproducibility of the durometer and myoton devices for skin stiffness measurement in healthy subjects. *Skin Res Technol*, 25(3), 289–93.
- Ditroilo M., Hunter A.M., 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(8)1, 315–26.
- Douglas J., Pearson S., Ross A., Mcguigan M. (2017). Eccentric exercise: Physiological characteristics and acute responses. *Sports Medicine*, 47(4), 1–13.
- Drenth H., Zuidema S. U., Krijnen W. P., Bautmans I., van der Schans C., Hobbelen H. (2018). Psychometric Properties of the MyotonPRO in Dementia Patients with Paratonia. *Gerontology*, 64(4), 401–12.
- Dresner M.A., Rose G.H., Rossman P.J., Muthupillai R., Manduca A., Ehman R.L. (2001). Magnetic resonance elastography of skeletal muscle. *J Magn Reson Imaging*, 13(2), 269–76.
- Eby S.F., Song P., Chen S., Chen Q., Greenleaf J.F., An K.-N. (2013). Validation of shear wave elastography in skeletal muscle. *J Biomech*, 46(14), 2381–7.
- Farrar J.T., Young J.P. Jr., La Moreaux L., Werth J.L., Poole M.R. (2001). Clinical importance of changes in chronic pain intensity measured on an 11-point numerical pain rating scale. *Pain*, 94(2), 149–58.
- Faul F., Erdfelder E., Lang A.G., Buchner A. (2007). G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods*, 39(2), 175–91.

- Feng Y.N., Li Y.P., Liu C.L., Zhang Z.J. (2018). Assessing the elastic properties of skeletal muscle and tendon using shear wave ultrasound elastography and MyotonPRO. *Sci Rep*, 20;8(1), 17064.
- Ferraioli G., Parekh P., Levitov A.B., Filice C. (2014). Shear wave elastography for evaluation of liver fibrosis. *J Ultrasound Med*, 33(2), 197–203.
- Fleuren J.F., Voerman G.E., Erren-Wolters C.V., Snoek G.J., Rietman J.S., Hermens H.J., Nene A.V. (2010). Stop using the Ashworth Scale for the assessment of spasticity. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 81(1), 46–52.
- Gapeyeva H., Vain A. (2008). Methodical guide: Principles of applying Myoton in physical medicine and rehabilitation. Muomeetria Ltd, Tartu, Estonia
- Gavronski G., Veraksits A., Vasar E., Maaroos J. (2007). Evaluation of viscoelastic parameters of the skeletal muscles in junior triathletes. *Physiol Meas*, 28(6), 625–37.
- Gennisson J.L., Cornu C., Catheline S., Fink M., Portero P. (2005). Human muscle hardness assessment during incremental isometric contraction using transient elastography. *J Biomech*, 38(7), 1543–50.
- Gennisson J.L., Deffieux T., Mace E., Montaldo G., Fink M., Tanter, M. (2010). Viscoelastic and anisotropic mechanical properties of in vivo muscle tissue assessed by supersonic shear imaging. *Ultrasound Med Biol*, 36(5), 789–801.
- Gervasi M., Sisti D., Amatori S., Andrezza M., Benelli P., Sestili P., Rocchi M.B.L., Calavalle A.R. (2017). Muscular viscoelastic characteristics of athletes participating in the European Master Indoor Athletics Championship. *Eur J Appl Physiol*, 117(8), 1739–46.
- Górski J. (red.) (2008). Fizjologiczne podstawy wysiłku fizycznego. Podręcznik dla studentów akademii wychowania fizycznego i akademii medycznych. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa; 151–5, 477–84, 493, 568.
- Green M.A., Sinkus R., Gandevia S.C., Herbert R.D., Bilston L.E. (2012). Measuring changes in muscle stiffness after eccentric exercise using elastography. *NMR Biomed*, 25(6), 852–8.
- Guilhem G., Cornu C., Guével A. (2010). Neuromuscular and muscle-tendon system adaptations to isotonic and isokinetic eccentric exercise. *Ann Phys Rehabil Med*, 53(5), 319–341.
- Guilhem G., Doguet V., Hauraix H., Lacourpaille L., Jubeau M., Nordez A., Dorel S. (2016). Muscle force loss and soreness subsequent to maximal eccentric contractions depend on the amount of fascicle strain in vivo. *Acta Physiol (Oxf)*, 217(2):152–63.
- Herzog W. (2014). The role of titin in eccentric muscle contraction. *J Exp Biol*, 217(Pt 16), 2825–33.
- Hjorth M., Norheim F., Meen A.J., Pourteymour S., Lee S., Holen T., Jensen J., Birkeland K.I., Martinov V.N., Langleite T.M., Eckardt K., Drevon C.A., Kolset S.O. (2015). The effect of acute and long-term physical activity on extracellular matrix and serglycin in human skeletal muscle. *Physiol Rep*, 3(8), e12473–19.
- Hoang P.D., Herbert R.D., Gandevia S.C. (2007). Effects of eccentric exercise on passive mechanical properties of human gastrocnemius in vivo. *Med Sci Sports Exerc*, 39(5), 849–57.
- Howell J.N., Chleboun G., Conaster R. (1993) Muscle stiffness, strength loss, swelling and soreness following exercise-induced injury in humans. *J Physiol*, 464, 183–96.
- Hyldahl R.D., Hubal M.J. (2014). Lengthening our perspective: morphological, cellular, and molecular responses to eccentric exercise. *Muscle Nerve*, 49(2), 155–70.

- 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(4), 338–43.
- Jaskólska A., Bogucka M., Świstak R., Jaskólski A. (2002). Mechanizmy powstawania, objawy i następstwa opóźnionej bolesności mięśni szkieletowych (DOMS). *Med Sport*, 6(4), 189–201.
- Jones C., Allen T., Talbot J., Morgan D.L., Proske U. (1997) Changes in the mechanical properties of human and amphibian muscle after eccentric exercise. *Eur J Appl Physiol*, 76, 21–31.
- Jurkowski M.K., Bobek-Billewicz B., Ćwiklińska-Jurkowska M. (2006). Wysięk fizyczny i cytokiny. *Med Sport*, 22, 245–52.
- Kawczyński A., Mroczek D., Andersen R.E., Stefaniak T., Arendt-Nielsen L., Madeleine P. (2018). Trapezius viscoelastic properties are heterogeneously affected by eccentric exercise. *J Sci Med Sport*, 21(8), 864–9.
- Kawczyński A., Nie H., Jaskolska A., Jaskólski A., Arendt-Nielsen L., Madeleine P. (2007). Mechanomyography and electromyography during and after fatiguing shoulder eccentric contractions in males and females. *Scand J Med Sci Sports*, 17(2), 172–9.
- Kawczyński A., Samani A., Fernandez-de-Las-Penas C., Chmura J., Madeleine P. (2012). Sensory mapping of the upper trapezius muscle in relation to consecutive sessions of eccentric exercise. *J Strength Cond Res*, 26(6), 1577–83.
- Kelly J.P., Koppenhaver S.L., Michener L.A., Proulx L., Bisagni F., Cleland J.A. (2018). Characterization of tissue stiffness of the infraspinatus, erector spinae, and gastrocnemius muscle using ultrasound shear wave elastography and superficial mechanical deformation. *J Electromyogr Kinesiol*, 38, 73–80.
- Kisilewicz A., Madeleine P., Ignasiak Z., Ciszek B., Kawczynski, A., Larsen R.G. (2020) Eccentric Exercise Reduces Upper Trapezius Muscle Stiffness Assessed by Shear Wave Elastography and Myotonometry. *Front bioeng biotechnol*, 8, 928.
- Kjaer M. (2004). Role of extracellular matrix in adaptation of tendon and skeletal muscle to mechanical loading. *Physiol Rev*, 84(2), 649–98.
- Koo T.K., Guo J.Y., Cohen J.H., Parker K.J. (2014). Quantifying the passive stretching response of human tibialis anterior muscle using shear wave elastography. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 29(1), 33–9.
- Koppenhaver S., Kniss J., Lilley D., Oates M., Fernández-de-Las-Peñas C., Maher R., Croy T., Shinohara M. (2018). Reliability of ultrasound shear-wave elastography in assessing low back musculature elasticity in asymptomatic individuals. *J Electromyogr Kinesiol*, 39, 49–57.
- Lacourpaille L., Hug F., Bouillard K., Hogrel J.Y., Nordez A. (2012). Supersonic shear imaging provides a reliable measurement of resting muscle shear elastic modulus. *Physiol Meas*, 33(3), N19–28.
- Lacourpaille L., Nordez A., Hug F., Couturier A., Dibie C., Guilhem G. (2014). Time-course effect of exercise-induced muscle damage on localized muscle mechanical properties assessed using elastography. *Acta Physiologica*, 211(1), 135–46.
- Lacourpaille L., Nordez A., Hug F., Doguet V., Andrade R., Guilhem G. (2017). Early detection of exercise-induced muscle damage using elastography. *Eur J Appl Physiol*, 117(10), 2047–56.
- Lehti T.M., Kalliokoski R., Komulainen J. (2007). Repeated bout effect on the cytoskeletal proteins titin, desmin, and dystrophin in rat skeletal muscle. *J Muscle Res Cell Motil*, 28(1), 39–47.

- Leong H.T., Hug F., Fu S.N. (2016). Increased upper trapezius muscle stiffness in overhead athletes with rotator cuff tendinopathy. *PLoS One*, 11(5), e0155187.
- Lohr C., Braumann K.M., Reer R., Schroeder J., Schmidt T. (2018). Reliability of tensiomyography and myotonometry in detecting mechanical and contractile characteristics of the lumbar erector spinae in healthy volunteers. *Eur J Appl Physiol*, 118(7), 1349–59.
- Madeleine P., Hansen E.A., Andersen R.E., Kumorek M., Mroczek D., Samani A., Kawczyński A. (2018). Eccentric exercise induces spatial changes in the mechanomyographic activity of the upper trapezius muscle. *Scand J Med Sci Sports*, 28(6), 1661–70.
- Madeleine P., Nie H., Arendt-Nielsen L. (2006). Dynamic shoulder dynamometry: A way to develop delay onset muscle soreness in shoulder muscles. *J Biomech*, 39(1), 184–8.
- Madeleine P., Samani A., Binderup A., Stensdotter A.K. (2011). Changes in the spatio-temporal organization of the trapezius muscle activity in response to eccentric contractions. *Scand J Med Sci Sports*, 21(2), 277–86.
- Maïsetti O., Hug F., Bouillard K., Nordez A. (2012). Characterization of passive elastic properties of the human medial gastrocnemius muscle belly using supersonic shear imaging. *J Biomech*, 45(6), 978–84.
- Malm C., Sjodin T.L., Sjoberg B., Lenkei R., Renstrom P., Lundberg I.E., Ekblom B. (2004). Leukocytes, cytokines, growth factors and hormones in human skeletal muscle and blood after uphill or downhill running. *J Physiol*, 556(Pt 3), 983–1000.
- Martins J.A.C., Pires E.B., Salvado R., Dinis P.B. (1998). Numerical model of passive and active behavior of skeletal muscles. *Comput Method Appl M*, 151(3–4), 419–33.
- Marusiak J., Jaskólska A., Koszewicz M., Budrewicz S., Jaskólski A. (2012). Myometry revealed medication-induced decrease in resting skeletal muscle stiffness in Parkinson's disease patients. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 27(6), 632–5.
- McKee C.T., Last J.A., Russell P., Murphy C.J. (2011). Indentation versus tensile measurements of Young's modulus for soft biological tissues. *Tissue Eng*, 17 (3), 155–64.
- Michener L.A., McClure P.W., Karduna A.R. (2003). Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clin. Biomech*, 18(5), 369–79.
- Narkiewicz O. (red.) (2010). *Anatomia człowieka t.2*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL Warszawa, 288.
- Nie H., Kawczyński A., Madeleine P., Arendt-Nielsen L. (2005). Delayed onset muscle soreness in neck/shoulder muscles. *Eur J Pain*, 9(6), 653–60.
- Niitsu M., Michizaki A., Endo A., Takei H., Yanagisawa O. (2011). Muscle hardness measurement by using ultrasound elastography: A feasibility study. *Acta Radiol*, 52(1), 99–105.
- Nordez A., Gennisson J.L., Casari P., Catheline S., Cornu C. (2008). Characterization of muscle belly elastic properties during passive stretching using transient elastography. *J Biomech*, 41(10), 2305–11.
- Nordez A., Guével A., Casari P., Catheline S., Cornu C. (2009). Assessment of muscle hardness changes induced by a submaximal fatiguing isometric contraction. *J Electromyogr Kinesiol*, 19(3), 484–91.
- Nosaka K., Newton M., Sacco P. (2002). Delayed-onset muscle soreness does not reflect the magnitude of eccentric exercise-induced muscle damage. *Scand J Med Sci Sports*, 12(6), 337–46.
- Oracz M. (2007). Model Usika na tle klasycznych modeli tkanki mięśniowej. *Aktualne problemy biomechaniki*, 1(27), 159–64.

- Paulsen G., Mikkelsen U.R., Raastad T., Peake J.M. (2012). Leucocytes, cytokines and satellite cells: What role do they play in muscle damage and regeneration following eccentric exercise? *Exerc Immunol Rev*, 18(4), 42–97.
- Peake J., Nosaka K., Suzuki K. (2005a). Characterization of inflammatory responses to eccentric exercise in humans. *Exerc immunol Rev*, 11, 64–84.
- Peake J.M., Suzuki K., Wilson G., Hordern M., Yamaya K., Nosaka K., Mackinnon L., Coombes J.S. (2005b). Exercise-induced muscle damage, plasma cytokines and markers of neutrophil activation. *Med Sci Sports Exer*, 37(5), 737–45.
- Proske U., Allen T.J. (2005). Damage to skeletal muscle from eccentric exercise. *Exerc Sport Sci Rev*, 33(2), 98–104.
- Raastad T., Owe S.G., Paulsen G., Enns D., Overgaard K., Crameri R., Kiil S., Belcastro A., Bergersen L., Hallén J. (2010). Changes in calpain activity, muscle structure, and function after eccentric exercise. *Med Sci Sports Exerc*, 42(1), 86–95.
- Raastad T., Risoy B.A., Benestad H.B., Fjeld J.G., Hallén J. (2003). Temporal relation between leukocyte accumulation in muscles and halted recovery 10–20 h after strength exercise. *J Appl Physiol*, 95(6), 2503–09.
- Raiteri B.J., Hug F., Cresswell A.G., Lichtwark G.A. (2016). Quantification of muscle cocontraction using supersonic shear wave imaging. *J Biomech*, 49(3), 493–5.
- Schneider S., Peipsi A., Stokes M., Knicker A., Abeln V. (2015). Feasibility of monitoring muscle health in microgravity environments using Myoton technology. *Med Biol Eng Comput*, 53(1), 57–66.
- Shinohara M., Sabra K., Gennisson J.-L., Fink M., Tanter M. (2010). Real-time visualization of muscle stiffness distribution with ultrasound shear wave imaging during muscle contraction. *Muscle Nerve*, 42(3): 438–41.
- Sigrist R., Liao J., Kaffas A.E., Chammas M. C., Willmann, JK. (2017). Ultrasound Elastography: Review of Techniques and Clinical Applications. *Theranostics*, 7(5), 1303–29.
- Sohirad S., Wilson D., Waugh Ch., Finnermore E., Scott A. (2017). Feasibility of using a hand-held device to characterize tendon tissue biomechanics. *PLoS ONE*, 12(9), e0184463.
- Soucie J.M., Wang C., Forsyth A., Funk S., Denny M., Roach K.E., Boone D. (2011). Hemophilia Treatment Center Network. Range of motion measurements: reference values and a database for comparison studies. *Haemophilia*, 17(3), 500–7.
- Taş S., Onur M.R., Yılmaz S., Soyly A.R., Korkusu Z. (2017). Shear wave elastography is a reliable and repeatable method for measuring the elastic modulus of the rectus femoris muscle and patellar tendon. *J Ultrasound Med*, 36(3), 565–70.
- Vain A., Kums, T. (2002). Criteria for preventing overtraining of the musculoskeletal system of gymnasts. *Biol Sport*, 19(4), 329–45.
- Viir R., Laiho K., Kramarenko J., Mikkelsen M. (2006). Repeatability of trapezius muscle tone assessment by myometric method. *J Mech Med Biol*, 06, 215–28.
- Watsford M.L., Murphy A.J., McLachlan K.A., Bryant A.L., Cameron M.L., Crossley K.M., 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(10), 2058–64.

- Wojtasik W., Szulc A., Kołodziejczyk M., Szulc A. (2015). Wybrane zagadnienia dotyczące wpływu wysiłku fizycznego na organizm człowieka. *J Educ Health Sport*, 5(9), 350–72.
- Xu J., Fu S.N., Zhou D., Huang C., Hug F. (2019). Relationship between pre-exercise muscle stiffness and muscle damage induced by eccentric exercise. *Eur J Sport Sci*, 19(4), 508–16.
- Yanagisawa O., Niitsu M., Kurihara T., Fukubayashi T. (2011). Evaluation of human muscle hardness after dynamic exercise with ultrasound real-time tissue elastography: a feasibility study. *Clin Radiol*, 66(9), 815–9.
- Zainuddin Z., Newton M., Sacco P., Nosaka K. (2005). Effects of Massage on Delayed-Onset Muscle Soreness, Swelling, and Recovery of Muscle Function. *J Athl Train*, 40(3), 174–80.
- Zinder S.M., Padua D.A. (2011). Reliability, validity, and precision of a handheld myometer for assessing in vivo muscle stiffness. *J Sport Rehabil*, 20(3), 2010–51.

IX. ABSTRACT

Introduction

Most of the previous studies on post-exercise changes in muscle stiffness estimated and described this parameter only indirectly, as an increase in stiffness resulting from elevated passive tension and related to a reduction in the range of motion. However, new measurement methods, such as myotonometry and shear wave elastography, have been successfully introduced recently. Both elastography and myotonometry show a high correlation with the time distribution of changes in stiffness and delayed onset muscle soreness caused by eccentric exercise. Both methods represent technologies that allow an objective and quantitative measurement of biomechanical stiffness that cannot be derived from clinical examination and manual palpation. However, there are still too few publications examining the relationship between the measurement of dynamic stiffness (represented by myotonometry) and the registration of changes in the elastic modulus (used in elastography). Due to the lower cost of the device and less complexity of the measurement procedure in the case of myotonometry; demonstrating such a relationship would be beneficial for the popularization of the use of the MyotonPRO for ongoing monitoring of muscle stiffness in sport.

The aim of the study was to estimate the post-exercise change in the upper trapezius muscle stiffness and to compare the results of the measurements performed by myotonometry and elastography.

Materials and methods

The study included a group of 14 right-handed volunteers (11 men and 3 women; height 175.1 ± 10.4 cm; body mass 73.8 ± 11.3 kg) between 20 to 30 years of age. Participants were recruited from an untrained population of students and those who did not participate in strength training for the muscles of the shoulder girdle for a minimum period

of four weeks. The inclusion criterion was also the absence of pain and previous injuries of the neck or shoulder area, which could limit exercise capacity or cause pain symptoms.

The research protocol consisted of three parts:

- 1) initial measurements of the upper right trapezius muscle stiffness, using elastography and myotonometry, right before eccentric exercise
- 2) eccentric exercise, preceded by the estimation of shoulder lift motion range and the maximum voluntary contraction level of the upper trapezius muscle
- 3) evaluation of stiffness 24 hours after eccentric exercise, with re-estimation of the range of motion and the maximum voluntary contraction level.

The eccentric exercise was performed using a dynamic shoulder dynamometer (University of Aalborg, Aalborg, Denmark). The exercise protocol consisted of 50 repetitions in five sets of 10, separated by a 2-minute rest. While exercising, participants were instructed to counteract the vertical force generated by the dynamometer along the full range of motion. This resulted in a slow lowering of the shoulder, as muscle fatigue increased until it reached the starting position. Each contraction was performed at the level of 100% of the maximum voluntary contraction.

The myotonometric measurements of the dynamic stiffness and elastographic measurements of the elastic modulus were performed at four measurement points located at the line between the spinous process of the C7 vertebra and the acromion; evenly spaced on the upper trapezius muscle. A GE Healthcare device, model LOGIQ S8 (General Electric, Norwalk, United States) was used to perform elastographic measurements, based on registering changes in the velocity of the shear wave propagation in tissues. The device representing the technology of myotonometry, estimating dynamic stiffness from damped tissue oscillations induced by mechanical impulse, was the MyotonPRO (Myoton AS, Tallinn, Estonia).

In addition to stiffness measurements, participants were asked to indicate the soreness level in the upper trapezius muscle twice: right before and 24 hours after eccentric exercise. Each participant determined the subjectively perceived level of soreness using an 11-point standardized numerical pain rating scale.

Results and conclusions

The results showed that the biomechanical properties of muscles, represented by the elastic modulus and dynamic stiffness, can be reduced after eccentric exercise. Statistical analysis confirmed a significant decrease in the elastic modulus of the examined muscle by 14%; from before (45.8 ± 1.6 kPa) to 24 hours after exercise (39.4 ± 1.2 kPa) ($p = 0.005$). Similarly, the dynamic stiffness of the upper trapezius muscle decreased by 17% (from 369.0 ± 7.3 N / m to 302.6 ± 6.0 N / m) for each of the four measurement points ($p < 0.001$). However, the Pearson correlation did not show a significant linear relationship between the relative post-exercise change in the elastic modulus and the relative post-exercise change in dynamic stiffness for four measurement points. Calculation of linear regression for total values at all points revealed a moderate positive correlation between both measurements ($R = 0.383$; $p = 0.219$).

Moreover, it was proved that the eccentric exercise protocol used in the study resulted in the occurrence of delayed onset muscle soreness in the upper trapezius muscle. The subjective average level of soreness experienced by the participants increased significantly: from no soreness for the baseline assessment to soreness at the level of 4.6 ± 1.4 ($p < 0.001$). The value of the maximum voluntary contraction decreased by 16% after eccentric exercise (from 622.4 ± 243.0 N to 521.7 ± 239.2 N), but it was not statistically significant ($p = 0.10$). There was also no significant change in the shoulder range of motion (from 67.9 ± 16.4 mm before exercise to 66.0 ± 9.2 mm 24 hours after eccentric exercise) ($p = 0.70$)

The results of this study show that stiffness monitoring using myotonometry and elastography contributes to understanding how a single muscle adapts to eccentric contractions at a high load level. They can allow a deeper insight into the soft tissue adaptation mechanisms after exercise and in the course of delayed onset muscle soreness. Therefore, this dissertation provides important new information in clinical and applied research, in areas such as injury prevention and training load programming. In the discussed experiment, it was proved that myotonometry - like elastography - showed a statistically significant decrease in the stiffness of the examined muscle, at a similar level of accuracy. Considering certain features of the MyotonPRO device (such as lower cost of purchase, portability, and ease of measurement), it gives it a certain advantage over technologically advanced and expensive ultrasound system. Therefore, the use of MyotonPRO should be recommended to both theoreticians and practitioners in the field of physiotherapy, physical exercise physiology in sports training, or sports medicine.

Key words: muscle stiffness, shear wave elastography, myotonometry, MyotonPRO, delayed onset muscle soreness syndrome