

AKADEMIA KULTURY FIZYCZNEJ IM. BRONISŁAWA
CZECHA W KRAKOWIE

Szkoła Doktorska



mgr Marcin Piwecki

ROZPRAWA DOKTORSKA

Zastosowanie koncepcji tensegracji w masażu wybranych
mięśni w kontekście ich właściwości kurczliwych
i pasywnych u mężczyzn w wieku 19–24 lat

Promotor:

dr hab. Krzysztof Kassolik, prof. AWF

Kraków 2025

PODZIĘKOWANIA

*Składam serdeczne podziękowania mojej żonie, **Kindze Piweckiej**, której wsparcie, cierpliwość i nieustająca wiara w moje możliwości stanowiły dla mnie nieocenione źródło motywacji. Bez Ciebie ta praca by nie powstała.*

*Z głębokim uznaniem dziękuję **prof. Krzysztofowi Kassolikowi**, promotorowi niniejszej pracy. Pańska wiedza, zaangażowanie i życzliwość stanowiły dla mnie nie tylko naukowe, ale i osobiste wsparcie. Dzięki Panu ta droga - choć wymagająca - była możliwa do przebycia.*

*Jestem niezmiernie wdzięczny **prof. Jerzemu Gieleckiemu** oraz zespołowi laborantów Katedry Anatomii i Histologii Uniwersytetu Warmińsko-Mazurskiego za pomoc w przygotowaniu fotografii preparatów anatomicznych. Panów pomoc nadała nową jakość niniejszej pracy.*

*Pragnę podziękować **dr Renacie Woźniackiej**, bez której ta droga, nigdy by się nie rozpoczęła. Pani inspirujące słowa i subtelne sugestie udzielane podczas konsultacji były dla mnie dużym wsparciem.*

*Wyrażam głęboką wdzięczność **dr Krzysztofowi Wrześniewskiemu** za wyjaśnianie i rozwiewanie moich wątpliwości dotyczących meandrów statystyki. To dzięki Panu zrozumiałem, że statystyka to narzędzie, które pozwala opowiadać historie liczbami.*

*Składam podziękowania **Panu Januszowi Calikowi** prezesowi Europejsko-Azjatyckiej Fundacji Edukacji Biznesowej, za uprzejme udostępnienie aparatury pomiarowej. Pańska pomoc znacząco przyczyniła się do sprawnej realizacji tego projektu.*

*Słowa wdzięczności kieruję do **Państwa Bernadety i Daniela Książkiewiczów** za wikt i opierunek w trakcie wizyt we Wrocławiu oraz nieocenioną pomoc w redagowaniu tekstu. Państwa wsparcie, życzliwość i uważne spojrzenie miały dla mnie duże znaczenie w trakcie pisania pracy.*

„Non est ad astra mollis e terris via”

Spis treści

WYKAZ SKRÓTÓW I OZNACZEŃ	5
1 WSTĘP	7
1.1. Teoretyczne podstawy masażu	7
1.1.1 Definicja masażu	7
1.1.2 Zastosowanie masażu jako narzędzia terapeutycznego	7
1.1.3 Różnice metodologiczne w masażu	12
1.2. Tensegracja	15
1.2.1 Definicja	15
1.2.2 Najistotniejsze cechy struktur tensegracyjnych	16
1.2.3 Układ ruchu jako model tensegracyjny	18
1.3. Zastosowanie koncepcji tensegracji w masażu	21
1.4. Podsumowanie i uzasadnienie wyboru tematu	23
2 CELE PRACY, PYTANIA I HIPOTEZY BADAWCZE	26
2.1. Cele pracy	26
2.2. Pytania badawcze	26
2.3. Hipotezy badawcze	27
3 MATERIAŁ I METODY	28
3.1. Harmonogram realizacji projektu	28
3.2. Schemat eksperymentu	29
3.3. Liczebność próby i randomizacja	30
3.4. Kryteria włączenia i wyłączenia uczestników	30
3.5. Charakterystyka badanych grup	31
3.6. Metody pomiarowe	32
3.6.1 Ocena właściwości kurczliwych badanych mięśni	32
3.6.2 Ocena pasywnych właściwości mechanicznych badanych mięśni	38
3.7. Interwencja	42
3.7.1 Grupa masaż tensegracyjny (GMT)	42
3.7.2 Grupa masaż klasyczny (GMK)	49
3.7.3 Grupa kontrolna (GK)	49
3.8. Analiza statystyczna	49
4 WYNIKI	52
4.1. Analiza wyników m. naramiennego	52
4.1.1 Zmiany właściwości kurczliwych m. naramiennego	52
4.1.2 Zmiany pasywnych właściwości mechanicznych m. naramiennego	59
4.2. Analiza wyników m. najszerzego grzbietu	65
4.2.1 Zmiany właściwości kurczliwych m. najszerzego grzbietu	65

4.2.2	Zmiany pasywnych właściwości mechanicznych m. najszerszego grzbietu.....	72
4.3	Analiza wyników m. naprężacza powięzi szerokiej uda.....	79
4.3.1	Zmiany właściwości kurczliwych m. naprężacza powięzi szerokiej uda	79
4.3.2	Zmiany pasywnych właściwości mechanicznych m. naprężacza powięzi szerokiej uda.....	86
5	DYSKUSJA	92
5.1	Mięsień naramienny	95
5.2	Mięsień najszerszy grzbietu	99
5.3	Mięsień naprężacz powięzi szerokiej uda	101
5.4	Mocne strony i ograniczenia projektu.....	104
6	WNIOSKI	106
7	PIŚMIENNICTWO	108
8	ANEKS	121
8.1	Kształt i testy normalności rozkładu	121
8.2	Spis fotografii.....	130
8.3	Spis rycin.....	130
8.4	Spis tabel	131
8.5	Streszczenie.....	134
8.6	Abstract	136
8.7	Załączniki	138

WYKAZ SKRÓTÓW I OZNACZEŃ

ANOVA	– analiza wariancji
BMI	– wskaźnik masy ciała
C	– pełzanie
<i>d</i>	– <i>d</i> Cohena (miara wielkości efektu)
D	– dekrement
<i>df</i>	– liczba stopni swobody
DNA	– kwas deoksyrybonukleinowy
DOMS	– opóźniona bolesność mięśniowa
EBM	– medycyna oparta na faktach
EMG	– elektromiografia
F	– częstotliwość naturalnej oscylacji
F^1	– wynik testu ANOVA
GDS	– metoda Godelieve Denys-Struyf
GK	– grupa kontrolna
GMK	– grupa, w której zastosowano masaż klasyczny
GMT	– grupa, w której zastosowano masaż tensegracyjny
GPR	– metoda globalnych wzorców posturalnych
HA	– kwas hialuronowy
ICC	– współczynnik korelacji wewnątrzklasowej
IL-6/IL-8	– interleukina 6/interleukina 8
IPAQ	– Międzynarodowy Kwestionariusz Aktywności Fizycznej
KIF	– Krajowa Izba Fizjoterapeutów
<i>M</i>	– średnia
M. najszerszy grzbietu	– mięsień najszerszy grzbietu
M. naprężacz powięzi szerokiej uda	– mięsień naprężacz powięzi szerokiej uda
M. naramienny	– mięsień naramienny
<i>MD</i>	– średnia różnica pomiędzy wynikami
<i>MDC</i>	– minimalna wykrywalna zmiana
<i>Me</i>	– mediana
MET	– ekwiwalent metaboliczny
MFR	– rozluźnianie mięśniowo-powięziowe
MMG	– mechanomiografia

MSDs – zaburzenia układu mięśniowo-szkieletowego
 NHS – angielski system opieki zdrowotnej
 NICE – Narodowy Instytut Doskonałości w Ochronie Zdrowia i Opieki
 PIR – poizometryczna relaksacja mięśni
 PTF – Polskie Towarzystwo Fizjoterapii
p-value – poziom istotności statystycznej
Q1-Q3 – rozstęp międzykwartylowy
 R – relaksacja
 ROM – zakres ruchomości
 ru – jednostka względna
 S – sztywność
SD – odchylenie standardowe
SEM – błąd standardowy pomiaru
 T0 – pomiar przed rozpoczęciem interwencji
 T1 – pomiar bezpośrednio po zakończeniu interwencji
 T2 – pomiar po 15 min od zakończenia interwencji
 Td – czas opóźnienia skurczu
 Tc – czas skurczu
 Ts – czas utrzymywania się skurczu
 Tr – czas relaksacji
 Dm – przemieszczenie mięśnia
 TMG – tensomiografia
 TrP – mięśniowo-powięziowe punkty spustowe
 VAS – wizualna skala analogowa
 VEGF-A – czynnik wzrostu śródbłónka naczyniowego
 WHO – Światowa Organizacja Zdrowia
 Δl – maksymalne przemieszczenie tkanki
 $a_{\max}$ – maksymalne przyspieszenie zglębnika
 a_1/a_3 – maksymalne przyspieszenie podczas pierwszego/drugiego cyklu oscylacji
 t_T – początek impulsu
 t_1 – maksymalne odkształcenie tkanki
 t_R – powrót tkanki do spoczynku
 η_p^2 – cząstkowe eta kwadrat (miara wielkości efektu)
 95% CI – 95-procentowy przedział ufności

1 WSTĘP

1.1. Teoretyczne podstawy masażu

1.1.1 Definicja masażu

Masaż jest jedną z najczęściej wykorzystywanych terapii alternatywnych, często stosowanych także jako forma uzupełniająca leczenie w medycynie konwencjonalnej¹⁻³. W definicji najpowszechniej używanej w literaturze naukowej masaż opisywany jest jako forma terapii tkanek miękkich, w której poszczególne części ciała są rozcierane, uciskane, ugniatane bądź manipulowane w celu uzyskania poprawy lub podtrzymania aktualnego stanu zdrowia⁴⁻⁶. Opis ten wydaje się być zbyt ogólny i nie pozwala na wyraźne odróżnienie masażu od innych form terapii, np. od terapii manualnej. Ponadto nie uwzględniono w nim siły bodźca, jaki powinien zostać zaaplikowany. Zatem bardziej precyzyjne byłoby definiowanie masażu jako świadome oddziaływanie energią mechaniczną w formie sprężystego odkształcania tkanek miękkich i narządów⁷. W definicji tej bowiem zwrócono uwagę na siłę aplikowanego bodźca, tj. odkształcenie w granicach sprężystości. Jest to istotny element, ponieważ wyklucza wykorzystywanie przez terapeutów destrukcyjnych odkształceń o charakterze plastycznym. Dodatkowo taki sposób wyjaśnienia istoty masażu skłania do wnikliwego zapoznania się ze strukturami poddawany zabiegowi, w celu uświadomienia jak są one zbudowane i jakie właściwości sprężyste powinny posiadać. Pomimo deskrypcyjności, proponowana definicja nadal nie w pełni odróżnia masaż od innych form terapii.

1.1.2 Zastosowanie masażu jako narzędzia terapeutycznego

Optymalnie wykorzystany masaż może stanowić przydatny środek zarówno terapeutyczny, jak i profilaktyczny. Może on być wykonywany bez zaawansowanego sprzętu oraz bez konieczności adaptowania przestrzeni. W porównaniu do innych procedur terapeutycznych jest niedrogi i stosunkowo łatwo się go nauczyć w podstawowej formie. Jest to istotne w sytuacjach, gdy bierze się pod uwagę możliwość stosowania masażu jako autoterapii^{7,8}. Coraz więcej instytucji zajmujących się zarządzaniem zdrowiem, edukacją zdrowotną oraz ubezpieczeniami zdrowotnymi zwraca uwagę na masaż jako efektywną, niefarmakologiczną terapię, która może skrócić czas hospitalizacji i niezdolności do pracy^{9,10}.

Należy również dodać, że masaż leczniczy może być aplikowany u osób w każdym wieku, w obrębie niemal każdej części ciała, pod warunkiem, że istnieją ku temu wskazania. Wykorzystywane w trakcie wykonywania masażu techniki wiążą się z minimalnym ryzykiem wystąpienia skutków ubocznych lub dodatkowych urazów. Przypadki takich incydentów są niezwykle rzadko zgłaszane przez pacjentów. Do potencjalnych zagrożeń związanych z masażem należy zaliczyć stosowanie niestandardowych technik lub użycie zbyt dużej siły nacisku podczas zabiegu¹¹. Można więc założyć, że masaż jest bezpieczną formą terapii, jeśli wykonywany jest zgodnie z zaleceniami.

Na podstawie przeglądu literatury z lat 2020–2024 wykazano, iż masaż znajduje zastosowanie w wielu jednostkach chorobowych. Na pierwszym miejscu znajdują się zaburzenia układu mięśniowo-szkieletowego (MSDs). Dolegliwości ze strony tego układu często wynikają z nagłego wysiłku, monotypii ruchów, nieergonomicznej postawy ciała lub działania sił zewnętrznych np. wibracji. W przypadku MSDs masaż zazwyczaj jest najczęściej wykorzystywany jako forma uzupełniająca podstawowe leczenie, stanowiąc wsparcie w szeroko rozumianej ortopedii i reumatologii. Jest on szczególnie pomocny w przypadku bólu odcinka lędźwiowego i szyjnego kręgosłupa oraz w dolegliwościach związanych z chorobą zwyrodnieniową stawów i reumatoidalnym zapaleniem stawów. Do innych, często występujących schorzeń w tych specjalizacjach, w których sprawdza się terapia masażem, należą również urazy mięśni, ból związany ze złamaniami i ból barku¹².

Mechanizmy dotyczące wpływu masażu na organizm jak dotąd nie zostały w pełni wyjaśnione. Opisane reakcje fizjologiczne i biomechaniczne zachodzące po zastosowaniu masażu często bywały niespójne. Dodatkowym utrudnieniem w porównywaniu efektów masażu okazuje się brak usystematyzowanej terminologii opisującej rodzaje masażu i stosowane techniki. Taki stan rzeczy skłania do dalszego eksplorowania tego obszaru, prób syntezy dotychczasowych wyników oraz projektowania kolejnych eksperymentów^{13,14}.

Do najczęściej wymienianych reakcji fizjologicznych występujących po zastosowaniu masażu, zalicza się zwiększenie przepływu krwi w obszarze poddanym zabiegowi. Badacze jednak sugerują, że stan ten można osiągnąć jedynie za pomocą wybranych technik, najczęściej jest to wibracja o częstotliwości 38 Hz lub 47 Hz¹⁵.

W przypadku stosowania zabiegu o ogólnym charakterze efekt ten jest znacznie ograniczony^{16,17}. Pomimo tego masaż nie jest całkowicie obojętny dla układu krwionośnego. Wywołuje on lokalne zmiany biochemiczne, które stymulują angiogenezę poprzez zwiększoną sekrecję czynnika angiogenetycznego VEGF-A¹⁸. Dodatkowo prowadzi on do zmniejszenia ciśnienia tętniczego krwi, co jest wynikiem zwiększonej objętości naczyń krwionośnych w następstwie wazodylatacji¹⁹.

Korzystnym efektem masażu jest ograniczenie czasu trwania oraz intensywności opóźnionej bolesności mięśniowej (DOMS). Skutek ten nie jest jednak osiągany poprzez obniżenie stężenia kwasu mlekowego, jak do niedawna sądzono. Stężenie kwasu mlekowego wraca bowiem do normy około godziny po zakończeniu aktywności fizycznej, podczas gdy DOMS występuje 24-48 h po zaprzestaniu wysiłku. Aktualnie przypuszcza się, że masaż wpływa na obniżenie stężenia kinazy kreatynowej, co przyczynia się do redukcji objawów DOMS^{16,20}. Masaż także zmniejsza stany zapalne i wspomaga regenerację uszkodzonych włókien mięśniowych. Specjaliści podkreślają, iż największe działanie zabiegu masażu uzyskuje się, gdy interwencja jest wdrożona niezwłocznie po wysiłku²¹.

W przypadku atrofii mięśniowej spowodowanej np. unieruchomieniem, masaż może być stosowany jako forma stymulująca procesy anaboliczne. W badaniach po zakończeniu okresu unieruchomienia wykazano pozytywne zmiany po terapii w liczebności komórek (CD68+, CD163+, CD43+, Pax7+) w kończynie objętej atrofią. Zmiany te były tym większe im bardziej intensywna była interwencja. Aktywność tych komórek w widoczny sposób oddziałuje na efektywność syntezy DNA, a tym samym na tempo regeneracji tkanki mięśniowej. Interesujące jest występowanie tzw. wpływu konsensualnego masażu, czyli zmiany parametrów biochemicznych w kończynie niemasowanej, będącej wynikiem terapii prowadzonej w kończynie dystroficznej^{22,23}. Natomiast nie udowodniono przydatności masażu podczas samego unieruchomienia, ponieważ masaż nie redukował jego skutków²⁴. Należy zaznaczyć, że z racji dużej inwazyjności tego typu eksperymentów, badania prowadzone były na szczurach.

Na podstawie licznych doniesień stwierdzono redukcję dolegliwości bólowych w wyniku zastosowania masażu. Zakłada się, że efekt ten jest osiągany poprzez modulowanie aktywności interneuronów znajdujących się w rogach tylnych rdzenia kręgowego, które następnie łącząc się ze szlakami aferentnymi transmitują stymulację

nocyceptywną do mózgu. Mechanizm ten jest zazwyczaj wyjaśniany przy pomocy teorii bramki kontrolnej Melzacka i Walla²⁵. W przypadku masażu modulowanie bólu odbywa się głównie poprzez stymulację włókien przewodzących dotyk (zmielinizowanych włókien A β i wolnych, zmielinizowanych włókien A δ), ból i temperaturę (szybkich, zmielinizowanych włókien A δ i niezmielinizowanych włókien typu C)²⁶.

Odczuwanie bólu jest procesem bardzo złożonym, a długotrwałe jego doświadczanie może prowadzić do zaburzeń psychicznych. Najczęściej wskazuje się na współzależność między dolegliwościami bólowymi a podwyższonym poziomem lęku i depresji. Zależność ta jest dwukierunkowa: długotrwałe odczuwanie bólu nasila objawy lęku i depresji, podczas gdy nasilone objawy tych zaburzeń prowadzą do wzmożonej percepcji bólu²⁷. W takim przypadku walka z bólem, oprócz zwalczania samego źródła impulsacji nocyceptywnej przy użyciu środków farmakologicznych, polega także na kontrolowaniu stanu psychicznego pacjenta. Masaż znajduje tu więc zastosowanie, prowadząc do redukcji symptomów lękowych i zwiększenia zadowolenia pacjentów z udzielanych świadczeń zdrowotnych, co pośrednio przyczynia się do zmniejszenia odczuwanych dolegliwości bólowych^{28,29}.

W kontekście masażu prowadzono liczne badania dotyczące biomechaniki układu mięśniowo-szkieletowego, analizując przede wszystkim właściwości kurczliwe oraz pasywne właściwości mechaniczne tkanki mięśniowej. Nadal nie jest pewne, czy masaż może wpływać na siłę, szybkość i wytrzymałość generowaną przez poszczególne grupy mięśniowe. Istnieją publikacje, w których autorzy wykazali zarówno istotny przyrost, spadek, jak i brak jakichkolwiek różnic w analizowanych parametrach w dłuższej perspektywie³⁰. Sytuacja wygląda podobnie w przypadku zastosowania masażu tuż przed testami motorycznymi. Biorąc pod uwagę liczbę i jakość prac popierających daną tezę, przeważają analizy sugerujące brak wpływu masażu na właściwości motoryczne mięśni¹⁶.

Dobrze udokumentowany jest wpływ masażu na napięcie tkanki mięśniowej w spoczynku oraz podczas aktywności. Zarówno badania własne autora, jak i innych badaczy potwierdzają zmniejszenie napięcia spoczynkowego, a co za tym idzie, zwiększenie elastyczności masowanych mięśni bezpośrednio po zabiegu^{31,32}. Parametr ten jest istotny z dwóch powodów. Po pierwsze, optymalne napięcie spoczynkowe

i elastyczność pozwala na utrzymanie prawidłowego zakresu ruchomości (ROM). Wysokie napięcie spoczynkowe prowadzi do zmniejszenia ROM i odwrotnie³³. Po drugie, elastyczna tkanka mięśniowa jest mniej podatna na uszkodzenia, gdyż efektywniej może przenosić obciążenia^{34,35}. W związku z tym zasadne jest profilaktyczne wykorzystanie tej formy terapii. Efekt ten, jak wykazano, jest relatywnie krótkotrwały i przypisywany m.in. lokalnemu wzrostowi temperatury tkanek poddanych interwencji do około 40°C. Powoduje to rozpad trójwymiarowej superstruktury utworzonej przez łańcuchy kwasu hialuronowego (HA), stabilizowanej przez między- i wewnątrz-molekularne mosty wodne, wykorzystujące siły van der Waalsa oraz siły hydrofobowe. W rezultacie dochodzi do redukcji lepkości HA w tkance łącznej luźnej znajdującej się zarówno w powięziach głębokich mięśni, jak i pod nimi³⁶.

Modulacja napięcia mięśniowego zachodzi także w wyniku stymulacji receptorów ścięgnistych Golgiego oraz włókien mięśniowych intrafuzalnych (zakończeń pierścieniowo-spiralnych i typu wiązanki kwiatów). Badacze najczęściej analizowali wpływ masażu na napięcie mięśniowe poprzez badanie amplitudy odruchu Hoffmana (H-reflex) lub stosunku amplitudy H/M w trakcie elektromiografii (EMG). Przypuszcza się, że zmniejszenie aktywności γ -motoneuronów redukuje impulsację docierającą do α -motoneuronów, w następstwie czego dochodzi do zmniejszonego pobudzenia włókien ekstrafuzalnych³⁷. Należy również zaznaczyć, że redukcja amplitudy była tym bardziej znacząca, im większa była siła zaaplikowanego nacisku³⁸.

W przypadku istniejących uszkodzeń układu mięśniowo-szkieletowego masaż może być czynnikiem stymulującym procesy regeneracji i reparacji, wywołując zmiany strukturalne. Sprężyste odkształcenia, którym poddawane są tkanki w trakcie zabiegu, działają jako bodźce mechaniczne stymulujące odkładanie włókien kolagenowych i aktywność fibroblastów. Stymulacja wytwarzania nowych włókien kolagenowych jest istotna, przy czym równie ważne jest ich optymalne ułożenie, unieruchomienie zaś pacjenta po urazie prowadzi do nieregularnego ułożenia włókien, co może spowodować ograniczenia ROM i wydłużony okres powrotu do pełnej sprawności. Masaż na wczesnym etapie rekonwalescencji pozwala na stymulowanie formowania się włókien kolagenowych i ich układania wzdłuż funkcjonalnych linii przebiegu siły³⁹. Dodatkowo masaż stymuluje proliferację fibroblastów, hamując ich apoptozę oraz redukuje sekrecję niektórych cytokin prozapalnych w tym IL-6 i IL-8⁴⁰.

1.1.3 Różnice metodologiczne w masażu

Masaż jako forma terapii jest wykorzystywany w wielu zawodach. Przede wszystkim wykonują go dyplomowani technicy masażu i fizjoterapeuci. Stanowi on ważną część fizjoterapii. Świadczą o tym dane opublikowane przez angielski system opieki zdrowotnej (NHS), na podstawie których można stwierdzić, że w ostatnich latach masaż stanowił około 45% ogólnej liczby zabiegów fizjoterapeutycznych realizowanych w Wielkiej Brytanii⁴¹. Poza tym jest on wykorzystywany także przez chiropraktyków, osteopatów, pielęgniarki, kosmetologów, trenerów personalnych i refleksologów^{42,43}.

Z jednej strony takie zainteresowanie masażem jako narzędziem terapeutycznym jest powodem do zadowolenia. Z drugiej jednak strony rodzi się pytanie o spójność metodologiczną, która jest niezwykle istotna przy wykorzystywaniu tego zabiegu w terapii. Wymienione profesje istotnie różnią się od siebie pod względem ścieżki edukacyjnej (np. czasu trwania kształcenia, liczby godzin praktyk, specjalizacji) oraz doświadczenia, co sprawia, że podejście praktyków do masażu i stosowana metodologia mogą być znacząco odmienne⁴⁴⁻⁴⁶. Ogólny schemat masażu wygląda następująco: (1) wywiad i ocena stanu zdrowia pacjenta; (2) opracowanie strategii terapeutycznej; (3) masaż; (4) ponowna ocena stanu zdrowia; (5) przekazanie informacji związanych z dalszym postępowaniem lub automasażem; (6) sporządzenie dokumentacji⁴⁷.

Przed rozpoczęciem masażu terapeuta jest zobowiązany do przeprowadzenia wywiadu oraz oceny palpacyjnej obszaru, który ma zostać poddany zabiegowi. Już na tym etapie mogą pojawić się pewne różnice w postępowaniu, zwłaszcza w zakresie oceny palpacyjnej. Sposób wykonania tego badania oraz rejestracji jego wyników nie są jednolite. Terapeuci zazwyczaj koncentrują się na ocenie wrażliwości uciskowej tkanek i ich przesuwalności, jednak niektórzy rozszerzają badanie, włączając do właściwej oceny takie czynniki, jak temperatura skóry, potliwość, obecność mięśniowo-powięziowych punktów spustowych (TrP), krepitacje, itp. Dodatkowym utrudnieniem w ocenie może być znaczna bolesność badanej struktury, to zaś prowadzi niekiedy do odmowy pacjenta na dotyk w tym obszarze^{48,49}. Urządzenia pomiarowe do rejestracji wyników oceny palpacyjnej, takie jak algometr lub miometr, nadal są stosunkowo rzadko wykorzystywane. Niewątpliwie badanie palpacyjne jest nieocenionym narzędziem w ocenie stanu zdrowia pacjenta i nie powinno się z niego rezygnować.

Niemniej jednak, nieusystematyzowana metodologia jego przeprowadzania może skutkować wyciągnięciem rozmaitych, niekiedy niestety mylnych wniosków.

Na podstawie wywiadu, oceny palpacyjnej, wiedzy i doświadczenia, a także w oparciu o werbalne i niewerbalne sygnały płynące z ciała pacjenta, opracowywane są poszczególne sesje zabiegowe. Dodatkowo w procesie tym rolę odgrywa także intuicja terapeuty. Ta zaś może być odmienna, w zależności od wspomnianych wcześniej rozbieżności w przygotowaniu zawodowym terapeutów.

Po wstępnej ocenie stanu zdrowia pacjenta, terapeuta przechodzi do wykonania zabiegu. Zazwyczaj polega to na zlokalizowaniu bolesnego obszaru i skoncentrowaniu się na jego opracowywaniu. W świetle obecnej wiedzy nie jest to jednak najbardziej optymalny sposób postępowania⁵⁰. Taka terapia bowiem może okazać się bolesna dla pacjenta i nieść ryzyko skutków ubocznych, takich jak przejściowe pogorszenie stanu zdrowia wynikające z czasowego rozregulowania napięcia mięśniowego. Oprócz miejscowej interwencji niekiedy stosowany bywa również mechanizm bramki kontrolnej, gdzie masaż jest wykonywany w obszarach unerwionych przez te same nerwy, co bolesny rejon^{131,132}.

Często w praktyce łączy się masaż z innymi rodzajami terapii, takimi jak: poizometryczna relaksacja mięśni (PIR), terapia mięśniowo-powięziowych punktów spustowych (TrP) czy rozluźnianie mięśniowo-powięziowe (MFR), tworząc w ten sposób kompilację koncepcji i podejść terapeutycznych. Zastosowanie kombinacji metod ma na celu zwiększenie efektywności zabiegu. Nie ma jednak ściśle określonych strategii ani protokołów, których terapeuta powinien przestrzegać podczas pracy.

Również długość poszczególnych zabiegów nie jest dokładnie określona. W literaturze przedmiotu spotyka się niesprecyzowane informacje. Z jednej strony można znaleźć informacje, iż pojedyncza sesja może trwać zaledwie 5 min, co wydaje się być zdecydowanie zbyt krótkim czasem na przeprowadzenie pełnego zabiegu masażu. Z drugiej zaś strony autorzy sugerują czas sesji wynoszący nawet 90 min. To natomiast może stanowić znaczne obciążenie zarówno dla organizmu pacjenta, jak i terapeuty⁵¹⁻⁵³.

Pamiętając, że efekty terapii masażem często mają charakter krótkotrwały, zabieg masażu powinien być wykonywany wielokrotnie i z dużą częstotliwością, np. codziennie^{13,54,55}. Terapeuci zazwyczaj zalecają więc ich serię, przy czym ich liczba

i częstość są zróżnicowane^{56,57}. Przyjmuje się, że podstawowa seria zabiegów liczy 10 masażów, trwających co najmniej 15 min⁵⁸. Jest to minimalna liczba zabiegów, którą należy wykonać, aby pacjent zauważył poprawę stanu zdrowia. Oczywiście taka liczba sesji terapeutycznych nie gwarantuje trwałości efektu leczniczego, co jest jedną z przyczyn zalecania większej liczby zabiegów. W chorobach przewlekłych liczba sesji może sięgać od 15 do 20 zabiegów w serii. W szczególnych przypadkach, takich jak choroby o podłożu neurologicznym, liczba zabiegów może wzrosnąć do 30 lub 50. Po około 30 zabiegach zaleca się przerwę, ponieważ może dojść do habituacji, czyli przyzwyczajenia się pacjenta do stosowanego bodźca, co oznacza, że dalsza terapia nie przyniesie już dodatkowych korzyści zdrowotnych⁵⁹.

Odpowiedni dobór siły nacisku, przy wykonywaniu masażu, jest kluczowym czynnikiem wpływającym na skuteczność zabiegu. Niewątpliwie każdy terapeuta podczas zabiegu stosuje inną siłę nacisku⁶⁰. Jest to szczególnie odczuwalne przez pacjenta, gdy w trakcie jednej serii zabiegów jest masowany przez kilku różnych terapeutów. Siła nacisku zależy również od preferencji pacjenta, jednak nie powinna przekraczać tzw. granicy bólu. Według Walton, podczas masażu nie należy przekraczać siły bodźca opisanego na The Massage Therapy Pressure Scale jako poziom 5 – głęboki ucisk. Zbyt intensywny bodziec lub nieuwzględnienie zasady warstwowości może prowadzić bowiem do niekorzystnych, a nawet niebezpiecznych efektów dla pacjenta⁶¹. Proces habituacji wymaga od terapeuty stopniowego i powolnego zwiększania siły nacisku. W badaniach przeprowadzonych na szczurach laboratoryjnych zaobserwowano, że optymalna siła nacisku sprzyjająca regeneracji tkanki mięśniowej wynosiła 4,5 N, natomiast siła przekraczająca 11 N prowadziła do uszkodzeń tkanek²¹.

Wszystkie wymienione różnice metodologiczne prowadzą do braku spójności w świadczeniu usług masażu, co niesie za sobą określone konsekwencje. Dyskusja na temat algorytmów postępowania terapeutycznego, które powinny być stosowane podczas każdego zabiegu wciąż trwa⁴⁷. Do tej pory nie opracowano złotego standardu postępowania. Tak duże zróżnicowanie utrudnia porównanie efektów uzyskanych w wyniku masażu oraz ocenę jakości świadczonej opieki²¹. Dodatkowo sytuacja ta ze względu na brak przejrzystości stawia masaż w niekorzystnym świetle zarówno wśród pacjentów, jak i innych środowisk medycznych, co do oczekiwanych efektów terapii.

Optymalnym rozwiązaniem wydaje się być ujednolicenie strategii terapeutycznych i opracowanie standardów postępowania. Mogłyby one stanowić wspólną podstawę do rozwoju masażu. Obecnie zakłada się, że najlepszym punktem wyjścia do realizacji tego celu jest koncepcja tensegracji, która przybliżona będzie w kolejnej części dysertacji.

1.2 Tensegracja

1.2.1 Definicja

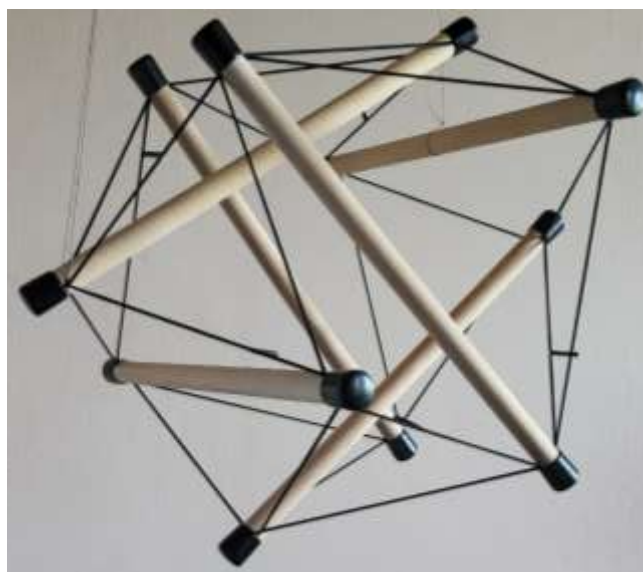
Prace nad koncepcją tensegracji rozpoczęły się w połowie dwudziestego wieku. Sam termin „tensegracja” (ang. tensegrity) został stworzony przez architekta Buckminstera Fullera, który zainspirował się figurami platońskimi i rzeźbą zwaną „X-piece” skonstruowaną przez jednego ze swoich studentów, Kennetha Snelsona^{62,63}. Sformułowanie tensegracja jest skrótem łączącym dwa angielskie wyrazy „tensional” (napięciowy) i „integrity” (integralność)⁶⁴. Zatem pojęcie to można intuicyjnie rozumieć jako spójność poprzez napężenie, a najprościej rzecz ujmując, jako integrację strukturalną.

Wyczerpująca definicja, która trafnie wyjaśniałaby czym jest tensegracja, nadal wymaga doprecyzowania. Sam autor terminu uważał, że tensegracja to: *„opis zasady związków strukturalnych, których kształt strukturalny jest gwarantowany przez skończenie zamknięte, całkowicie ciągle napięciowe zachowania systemu, a nie przez nieciągłe i wyłącznie lokalne wzorce kompresyjne poszczególnych elementów”*⁶⁴.

Brak skonkretyzowanej definicji nie wyklucza dużego zainteresowania omawianą koncepcją. Modele tensegracyjne są wykorzystywane przy produkcji nanomateriałów i włókien przemysłowych⁶⁵. Są także stosowane w robotyce i inżynierii kosmicznej, np. do konstrukcji łazików⁶⁶. Zjawisko tensegracji ma również zastosowanie w biotechnologii, wśród klinicystów oraz osób zajmujących się anatomią funkcjonalną i biomechaniką⁶⁷⁻⁶⁹.

1.2.2 Najistotniejsze cechy struktur tensegracyjnych

Najczęściej spotykanym typem konstrukcji tensegracyjnych są struktury wstępnie naprężone. Do ich budowy wykorzystuje się komponenty sztywne i elastyczne, które wzajemnie na siebie oddziałują. Części sztywne są poddawane stałej kompresji przez elementy elastyczne, co pozwala im utrzymać swoją pozycję bez potrzeby dodatkowego podparcia. Tworzy to wrażenie, że są one zawieszone w sieci elementów elastycznych. Z kolei komponenty elastyczne są ciągle rozciągane przez sztywne, co zapewnia wstępne naprężenie stabilizujące całą strukturę (fotografia 1)⁷⁰.



Fotografia 1. Dwudziestościan tensegracyjny
Źródło: opracowanie własne

Każdy z komponentów struktury tensegracyjnej jest poddawany tylko jednemu rodzajowi sił. Rozciągane elementy elastyczne dążą do minimalizacji swojej długości, co sprawia, że wektor sił jest skierowany do środka układu. Z kolei kompresowane części sztywne ograniczają tę tendencję, ponieważ wektor ich sił jest skierowany na zewnątrz⁷¹. Wartości tych sił są zrównoważone. Pozwala to strukturze tensegracyjnej na utrzymanie optymalnego kształtu (tzw. homeostazy strukturalnej) przy wykorzystaniu minimalnej ilości energii.

Dodatkową zaletą tego modelu jest kompresja liniowa, czyli ściskanie elementów sztywnych wzdłuż jednej osi, co eliminuje działanie sił zginających, ścinających i skręcających. Umożliwia to wykorzystanie lekkich materiałów, co redukuje masę całej konstrukcji. W przypadku konieczności wykonywania aktywnego

ruchu konstrukcji, siłowniki wprawiające konstrukcję w ruch działają liniowo wzdłuż ścieżek obciążeń wyznaczonych przez elementy elastyczne. Dzięki temu w strukturze nie występują typowe dźwignie, szczególnie o długim ramieniu, które generują duży moment obrotowy. Ruch w modelu tensegracyjnym, dzięki jego niewielkiej masie i liniowemu działaniu siłowników, może być generowany przy minimalnym wydatkowaniu energii⁶⁶.

W układzie tensegracyjnym naprężenie przekazywane jest w sposób ciągły, ponieważ elementy elastyczne tworzą kontinuum, podczas gdy kompresja dystrybuowana jest w sposób nieciągły, gdyż komponenty sztywne nie mają ze sobą bezpośredniego kontaktu strukturalnego. Konstrukcje tensegracyjne są projektowane w sposób odwrotny do większości tradycyjnych budowli. Poszczególne elementy takich budowli układane są jeden na drugim począwszy od podłoża, a stabilizacja uzyskiwana jest poprzez ciągłą kompresję, zapewnianą przez działanie siły grawitacji. Siły rozciągające w takich obiektach są najczęściej marginalizowane^{72,73}. System tensegracyjny, dzięki stałemu naprężeniu, zachowuje swój kształt nawet przy braku grawitacji⁷².

Kolejną cechą charakterystyczną struktur tensegracyjnych jest ich zdolność do samostabilizacji i utrzymywania homeostazy strukturalnej. Struktury te nie są sztywnymi bryłami – ich kształt może ulegać zmianom pod wpływem sił zewnętrznych. Jest to możliwe dzięki absorbowaniu sił przez strukturę, a następnie transmitowaniu ich do wszystkich pozostałych elementów. Naprężenie transmitowane jest najkrótszą możliwą drogą, co wymusza takie zintegrowanie elastycznych elementów, aby jak najlepiej przeciwdziałały one obciążeniom. Zapewnia to wówczas wysoką wytrzymałość konstrukcji przy minimalnym zużyciu materiału. Warto również zaznaczyć, że obciążenie działające na taki układ jest równomiernie rozprowadzane na wszystkie elementy, czasami nawet na relatywnie duże odległości, co zapobiega potencjalnym uszkodzeniom poszczególnych komponentów⁷¹. Przenoszone w sposób ciągły naprężenie sprawia, że jego zmiana w jednej części struktury prowadzi do zmiany naprężenia we wszystkich elementach pozostających z nią w kontakcie strukturalnym⁷⁴⁻⁷⁶. Natomiast w strukturach tensegracyjnych sama konstrukcja jest zdolna do kontrolowania złożonych ruchów. Wynika to z jej mechaniki, opartej na geometrycznych relacjach pomiędzy wszystkimi jej częściami.

1.2.3 Układ ruchu jako model tensegracyjny

Układ mięśniowo-szkieletowy, tak jak struktury tensegracyjne, zachowuje homeostazę strukturalną dzięki wstępnemu naprężeniu, które jest ciągle transmitowane i równoważone w jego obrębie⁷⁷. Owo wstępne naprężenie odróżnia te struktury od typowych materiałów wytworzonych przez człowieka. Wystarczy choćby prześledzić zależność związaną ze sposobem ich odkształcania. Większość wyprodukowanych przez ludzi materiałów cechuje liniowa zależność naprężenie-odkształcenie, tj. im większe naprężenie tym większe odkształcenie materiału (prawo Hooke'a). W odniesieniu do układu ruchu i struktur tensegracyjnych zależność ta jest nieliniowa⁷⁸.

Niewątpliwie znaczącą rolę w samostabilizacji i przekazywaniu naprężeń w obrębie układu mięśniowo-szkieletowego odgrywa powięź, która jest zbudowana m.in. z licznych włókien kolagenowych. W samych mięśniach powięź występuje jako śródmięсна (endomysium) pokrywająca pojedyncze włókna mięśniowe, omięśna (perimysium) łącząca grupy włókien mięśniowych w pęczki oraz namięśna (epimysium) będąca częścią powięzi głębokiej otaczającej poszczególne mięśnie i grupy mięśniowe zapewniając im anatomiczną ciągłość^{79,80}. W śródmięsnej występuje wiele wariantów utkania włókien kolagenowych i dość trudno rozpoznać w niej wzory przypominające struktury tensegracyjne. Jednakże w omięsnej i namięsnej uwidaczniają się one w postaci dwóch spiralnych warstw kolagenu krzyżujących się ze sobą pod kątem 55°, które wzmacniają i stabilizują te warstwy powięzi. Spoczynkowy kąt skrzyżowania spirali kolagenu jest w tym przypadku zbliżony do kąta typowego dla struktur tensegracyjnych wynoszącego 60°, co jest kolejnym argumentem popierającym założenie, że układ mięśniowo-szkieletowy jest zbliżony swoją budową do układu tensegracyjnego^{81,82}.

Łączące się w jedną sieć warstwy powięzi uczestniczą w dystrybuowaniu i równoważeniu sił generowanych przez włókna mięśniowe do ścięgien, więzadeł, rozciągnięć i kości. W przypadku postrzegania powięzi jako jednego kontinuum rozróżnienie funkcji poszczególnych struktur układu mięśniowo-szkieletowego nie jest już tak wyraźne⁸³. Szczególnie w sytuacji, w której część autorów nawet tkankę kostną klasyfikuje jako integralną część układu powięziowego⁸⁴. Ponadto należy pamiętać, że powięź odgrywa istotną rolę nie tylko w stabilizowaniu i funkcjonowaniu układu

mięśniowo-szkieletowego. Ma ona znaczenie w zasadzie na każdym poziomie organizacji ludzkiego ustroju zarówno w skali mikro, jak i makro.

W skali mikro powięź w sposób nieprzerwany odbiera i transmituje sygnały mechaniczne. Następnie są one przekazywane do wnętrza komórki poprzez integryny np. w obrębie połączeń typu przyczepów ogniskowych (ang. focal adhesion) lub w hemidesmosomach i przekształcenie z sygnału mechanicznego na biochemiczny. Proces ten nazywany jest mechanotransdukcją. Zjawiska te wpływają na kształt i funkcjonowanie całego organizmu^{85,86}.

Utrzymanie pionowej postawy ciała wbrew sile grawitacji pociąga za sobą pewne konsekwencje. Zachowanie homeostazy strukturalnej układu mięśniowo-szkieletowego wymaga skoordynowanej pracy mięśni i powięzi polegającej na równomiernym rozkładaniu naprężeń, co przypomina model tensgracyjny⁸⁷. W rejonie, w którym do kości przyczepia się wiele mięśni, wchodzących ze sobą w bezpośredni bądź pośredni kontakt strukturalny (poprzez powięź), generujących siły pociągania w różnych kierunkach utrzymanie położenia kości wymaga skoordynowanego współdziałania. W momencie, w którym dochodzi do zmiany napięcia spoczynkowego w jednym z mięśni, dochodzi do takiej zmiany w obrębie pozostałych mięśni przyczepiających się w danym obszarze w celu zachowania aranżacji przestrzennej układu⁷⁵. Można powiedzieć, że działanie każdego z elementów zależy w pewnym stopniu od wszystkich innych. Często zmiany napięcia spoczynkowego są transmitowane do odległych części układu mięśniowo-szkieletowego. Warto zaznaczyć, że przekazywanie napięcia między poszczególnymi elementami tego układu nie jest tylko konceptem teoretycznym, lecz w jego wybranych obszarach zostało już potwierdzone eksperymentalnie^{88,89}.

Ponadto układ mięśniowo-szkieletowy, dzięki możliwości utrzymywania homeostazy strukturalnej może zachowywać swój kształt nawet w momencie braku grawitacji. Przykładem mogą być odbywane przez astronautów loty w przestrzeń kosmiczną⁷². Podobne zjawisko obecne jest w strukturach tensegracyjnych. Naukowcy wykorzystują je w sondach kosmicznych, np. w łaziku Super Ball Bot⁶⁶.

Kolejną cechą występującą w modelach tensegracyjnych oraz układzie mięśniowo-szkieletowym jest synergia. Ogólnie termin ten oznacza współdziałanie poszczególnych elementów układu, przekraczające sumę możliwości oddzielnych

elementów. Zjawisko to w układzie mięśniowo-szkieletowym występuje pomiędzy zróżnicowanymi grupami mięśniowymi umożliwiając płynny, precyzyjny i skoordynowany ruch, często wprawiający w zachwyt⁸⁷.

Liczne podobieństwa występujące pomiędzy strukturami tensegracyjnymi a układem mięśniowo-szkieletowym rodzą pokusę przyjęcia modelu tensegracyjnego jako ostatecznego modelu wyjaśniającego i integrującego pojedyncze elementy w jedną, spójną całość. Jednakże układu tego nie można uznać za system w pełni tensegracyjny, gdyż jest to nadal koncept teoretyczny, wymagający potwierdzenia poprzez eksperymenty. Ma on jednak pewną wartość poznawczą i konceptualną, która może zmienić sposób spojrzenia na układ mięśniowo-szkieletowy wśród badaczy i osób pracujących z ciałem np. masażystów i fizjoterapeutów^{73,90}.

Z drugiej strony układ mięśniowo-szkieletowy nie powinien być postrzegany jako model całkowicie bazujący na działaniu prostych dźwigni. Takie redukcjonistyczne spojrzenie na ciało człowieka często prowadzi do przeoczenia wielu cech, które ten układ posiada jako całość i odbiega od holistycznego podejścia do terapii. Model dźwigni jako zbiór izolowanych części jest nadal pomocny. Nie może on jednak kompleksowo wyjaśnić złożoności mechanizmu jakim jest układ mięśniowo-szkieletowy. W przypadku tego modelu największym wyzwaniem jest zintegrowanie wszystkich dźwigni i stworzenie jednej funkcjonalnej całości. Koncepcja tensegracji bazująca na skonstruowanych hierarchicznie samostabilizujących się strukturach, które funkcjonują w oparciu o synergię i zamknięte łańcuchy kinematyczne w pewnym stopniu pozwala tego dokonać⁷³.

Naturalnie rzeczywistość jest zawsze bardziej złożona niż jakikolwiek model. Opracowanie wzorca odzwierciedlającego wszystkie zawiłości układu mięśniowo-szkieletowego najprawdopodobniej zajmie naukowcom jeszcze sporo czasu. Obecnie relatywnie najdokładniejszym zobrazowaniem zagadnienia jest model integrujący oba wcześniej wspomniane podejścia, tj. stosowane dotychczas podejście bazujące na dźwigniach i tensegrację. W celu ilustracji owej integracji można posłużyć się przykładem żaglówki, będącej strukturą hybrydową. Maszt, opierając się o kadłub, nieustannie go kompresuje, jednakże ta kompresja nie pozwala na jego ustabilizowanie, szczególnie w wietrznych warunkach. Dlatego też potrzebne jest olinowanie (wanty i sztagi) łączące owe elementy. Podobnie można postrzegać układ mięśniowo-

szkieletowy. Kręgosłup może być uznany jako maszt, natomiast klatka piersiowa jako żagiel. Wszystko to jest połączone z miednicą za pomocą mięśni i powięzi⁹¹.

Tego rodzaju spojrzenie na układ mięśniowo-szkieletowy zmienia tradycyjne rozumienie jego funkcjonowania i może doprowadzić do zmiany paradygmatów, na których opierano się do niedawna. Może także być bardzo użyteczne w kontekście opracowywania nowych, efektywniejszych form terapii lub podnoszenia skuteczności terapii już istniejących, w tym masażu.

1.3 Zastosowanie koncepcji tensegracji w masażu

Uwzględnienie zasady tensegracji w masażu znacząco zmienia sposób pracy terapeutów. Pozwala im lepiej zrozumieć funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego oraz mechanizmy prowadzące do jego zaburzeń. W praktyce terapeutycznej często zdarzają się przypadki, gdy pierwotna przyczyna dolegliwości znajduje się w obszarze ciała oddalonym od miejsca wskazanego przez pacjenta jako problematyczne. Świadomość, że ciało funkcjonuje na zasadach podobnych do struktur tensegracyjnych, pozwala zrozumieć, że bolesna struktura nie działa niezależnie od pozostałych komponentów układu. Jej bolesność może być wynikiem podwyższonego napięcia spoczynkowego w innych rejonach ciała, które jest transmitowane i akumulowane w tym elemencie. W rzeczywistości problematyczne miejsce może okazać się skutkiem, a nie przyczyną zaburzenia. W takiej sytuacji eliminacja dolegliwości w zaburzonym obszarze może wymagać kompleksowej oceny całego układu. Usunięcie restrykcji i przywrócenie pierwotnej aranżacji przestrzennej może umożliwić odzyskanie prawidłowych funkcji, redukcję dolegliwości i powrót do homeostazy strukturalnej, co odbywa się dzięki wewnętrznym mechanizmom dążącym do równowagi. Jak trafnie ujęła to Ida Rolf w swoim powiedzeniu: „*Where you think it is, it ain't*”⁹².

Implementacja zasady tensegracji w masażu nie tylko zmienia sposób myślenia terapeuty, ale również przekształca charakter jego pracy z lokalnego w globalny. Masaż stosowany lokalnie, w miejscu występowania bólu, może jedynie częściowo złagodzić dolegliwości pacjenta, które z czasem mogą powrócić. Interpretowanie układu mięśniowo-szkieletowego w kontekście koncepcji tensegracji oraz identyfikacja struktur zaangażowanych w proces patologiczny wymuszają zmianę strategii

terapeutycznej. Takie podejście umożliwia bardziej kompleksowe podejście do terapii, które jest nie tylko skuteczniejsze, ale także bardziej długotrwałe. Wiedza na temat współzależności mięśniowo-powięziowych prowadzi do rozszerzenia obszaru poddawanego zabiegowi, co jest logicznym następstwem uwzględnienia zjawiska tensegracji. W trakcie zabiegu opracowywane są wszystkie struktury pozostające w bezpośrednim lub pośrednim połączeniu strukturalnym z problematyczną okolicą. Wykorzystywane jest zjawisko sumowania znormalizowanego napięcia, czyli nakładania się efektów rozluźnienia poszczególnych struktur łączących się z problematyczną strukturą. Obszar wskazany przez pacjenta jest opracowywany na końcowym etapie zabiegu, jeśli nadal istnieje taka potrzeba. Często zdarza się, że opracowanie struktur peryferyjnych prowadzi do eliminacji dolegliwości pacjenta bez bezpośredniego oddziaływania na obszar bolesny^{50,93}.

Warunkiem niezbędnym do efektywnego wykorzystania koncepcji tensegracji w masażu jest ustalenie kluczowych zależności strukturalnych w układzie mięśniowo-szkieletowym, które tworzą ścieżki rozprzestrzeniania się wzmożonego napięcia spoczynkowego mięśni. Pomimo kilku prób, dotychczas nie opracowano jednego spójnego modelu reprezentującego tego typu zależności. Do najbardziej rozpowszechnionych modeli należą: pięć łańcuchów mięśniowych opracowanych przez Godelieve Denys-Struyf (GDS), pięć łańcuchów zaproponowanych przez Bosqueta, cztery mięśniowo-powięziowe łańcuchy przedstawione przez Chauffoura, dwanaście układów mięśniowych zaprezentowanych jako taśmy anatomiczne przez Myers'a oraz cztery układy mięśniowe przedstawione przez Kassolika i Andrzejewskiego⁹⁴⁻⁹⁶.

Pomimo wspólnego punktu wyjścia, jakim jest koncepcja tensegracji, układy zaprezentowane przez różnych autorów różnią się od siebie. Obecnie trudno jednoznacznie ocenić, która koncepcja trafniej odzwierciedla rzeczywistość. Oczywiście nie można wykluczyć, że wymienione modele wzajemnie się uzupełniają. W tak skomplikowanym systemie jak układ mięśniowo-szkieletowy, charakteryzującym się dużą swobodą ruchu, naturalnym rozwiązaniem wydaje się wielowariantowość, czyli przekazywanie napięć różnymi drogami, w zależności od aktualnie wykonywanych aktywności ruchowych.

Niezbędne jest prowadzenie dalszych badań i potwierdzenie użyteczności wymienionych łańcuchów mięśniowo-powięziowych. Jest to jednak stosunkowo trudne.

Główny problem związany z oceną znaczenia tensegracji w terapii polega na trudności w zaprojektowaniu badań, które umożliwiłyby precyzyjną kwantyfikację tego zjawiska. W przypadku ustalania połączeń strukturalnych zasadniczy trzon badań stanowią sekcje anatomiczne, podczas których analizowane są zależności między poszczególnymi mięśniami, powięziami, więzadłami itd. W trakcie sekcji określa się przebieg włókien kolagenowych oraz drogę transmisji napięcia poprzez symulację skurczu mięśnia (manualne pociąganie). Bez wątpienia wnioski wyciągnięte na podstawie tego typu trudnych i kosztownych badań mają dużą wartość naukową. Jednak podczas tych badań uwzględniona jest tylko część zjawiska, ponieważ nie jest brana pod uwagę obecność płynów ustrojowych (krwi, limfy, wody) ani napięcie wywoływane przez nerwy czy naczynia krwionośne, które występują w żywym organizmie⁹⁷⁻⁹⁹. W rezultacie różnice między obserwacjami prowadzonymi na kadawerach a mechanizmami zachodzącymi w żywym organizmie mogą być znaczące.

Z drugiej strony badania *in vivo*, uwzględniające przekazywanie napięcia nie tylko poprzez struktury stałe, ale także poprzez płynne i lepkie, są nawet przy obecnym poziomie technologicznym relatywnie trudne. Wpływa to negatywnie na liczbę publikacji oraz możliwość porównania uzyskanych wyników¹⁰⁰. Nie oznacza to jednak, że próby zdefiniowania sposobu rozprzestrzeniania napięcia spoczynkowego mięśni powinny być zaniechane. Istnieje pilna potrzeba pogłębiania wiedzy na ten temat, ponieważ solidne podstawy teoretyczne mogą stanowić fundament do tworzenia efektywnego postępowania i rozwoju zarówno masażu, jak i innych koncepcji terapeutycznych.

1.4 Podsumowanie i uzasadnienie wyboru tematu

Masaż od starożytności jest wykorzystywany jako forma terapii i nadal często stosuje się go w ochronie zdrowia. Grupa zawodowa masażyści i fizjoterapeutów wykorzystujących w swej praktyce masaż ciągle się powiększa^{57,101}. W świetle medycyny opartej na faktach (EBM) kluczowe jest, aby masaż opierał się na solidnych fundamentach, jakimi są rzetelne dowody naukowe. Niestety, dostępność publikacji na poziomie pierwszym dowodu naukowego wyjaśniających mechanizmy działania masażu na organizm ludzki czy uzasadniających jego wykorzystanie w terapii jest wciąż stosunkowo niewielka^{46,102-106}. Istnieje zatem potrzeba prowadzenia projektów

badawczych podejmujących tę tematykę. Dzięki temu masaż jako forma terapii komplementarnej ma szansę na dalszy rozwój. Obecnie istnieje ku temu okazja, ponieważ w ostatnich latach poczyniono znaczące postępy w naukach podstawowych takich jak anatomia, fizjologia, patofizjologia, histologia i patomorfologia^{107–109}. Wdrażanie najnowszych doniesień naukowych do masażu pozwala na jego stopniowe udoskonalanie i lepsze wyjaśnianie sposobu jego działania i wykorzystania. Szczególnie przydatna w tym celu może okazać się koncepcja tensegracji, odnosząca się do zależności strukturalnych między kośćmi, mięśniami, powięziami i więzadłami. Zgodnie z tą zasadą, wzrost napięcia w obrębie jednej struktury spowoduje wzrost napięcia we wszystkich innych strukturach, które są z nią strukturalnie połączone.

Zaproponowana koncepcja zmienia diametralnie sposób myślenia na temat funkcjonowania układu mięśniowo-szkieletowego, jego oceny oraz samej terapii. Wspólny punkt wyjścia, jakim jest tensegracja, może ujednolicić terapię masażem i ułatwić terapeutcie określenie konkretnych zadań do realizacji podczas sesji. W związku z tym, sposób postępowania terapeutycznego oparty jest mniej na subiektywnej ocenie terapeuty, a bardziej na anatomii i biomechanice. Dodatkowym atutem stosowania zasady tensegracji w terapii masażem może być zwiększenie efektywności zabiegu. Jednakże, założenie to wymaga jeszcze potwierdzenia eksperymentalnego.

Masaż, będący jedną z gałęzi fizjoterapii, powinien być metodą weryfikowalną, praktyczną, powtarzalną i bezpieczną^{1,57,110,111}. Jest to szczególnie ważne w kontekście wykorzystania tej formy terapii w publicznej ochronie zdrowia, dla której jednym z wyzwań jest obecnie stale rosnąca liczba osób dotkniętych MSDs. Bez wątpienia konieczne jest prowadzenie dalszych badań longitudinalnych i metaanaliz, aby uzasadnić wprowadzenie terapii masażem opartej na zasadzie tensegracji do praktyki klinicznej^{21,112,113}. Największym wyzwaniem jest określenie konkretnych połączeń między strukturami, które mogą wzajemnie na siebie oddziaływać. Pomimo podjęcia prób realizacji tego zadania przez licznych badaczy zagadnienie to wymaga dalszych prac.

W niniejszym projekcie skupiono się na wybranych strukturach mięśniowych i powięziowych opisanych przez profesorów Kassolika i Andrzejewskiego, ponieważ były one opracowane właśnie w celu podniesienia efektywności masażu^{75,114}. Badacze

ci nie modyfikując technik samego masażu wprowadzili znaczące udoskonalenia dotyczące oceny palpacyjnej i strategii wykonywania masażu oparte na zasadzie tensegracji. Metoda ta nie jest jeszcze w pełni przebadana. Zdaniem autora niniejszego projektu warto skupić się na ocenie efektywności zaproponowanych udoskonaleń, zweryfikować zasadność prowadzenia masażu w oparciu o koncepcję tensegracji w obrębie wybranych struktur i być może przyczynić się do rozwoju rodzimych metod fizjoterapeutycznych.

2 CELE PRACY, PYTANIA I HIPOTEZY BADAWCZE

2.1 Cele pracy

1. Cel teoretyczny – ocena przydatności zasady tensegracji jako podstawy teoretycznej masażu w wybranych układach współzależności mięśniowo-powięziowych.
2. Cel poznawczy – porównanie efektywności masażu uwzględniającego zasadę tensegracji opartą na wcześniej zdefiniowanych połączeniach strukturalnych z masażem klasycznym w zakresie poprawy właściwości kurczliwych i pasywnych właściwości mechanicznych wybranych mięśni.
3. Cel aplikacyjny – opracowanie praktycznych zaleceń dotyczących stosowania masażu opartego na zasadzie tensegracji w odniesieniu do wybranych struktur układu mięśniowo-szkieletowego.

2.2 Pytania badawcze

1. Jakie zmiany właściwości kurczliwych m. naramiennego, m. najszerzego grzbietu i m. naprężacza powięzi szerokiej uda wywołają zastosowane formy masażu w porównaniu z grupą kontrolną wśród zdrowych uczestników w wieku 19-24 lat?
2. Jakie zmiany pasywnych właściwości mechanicznych m. naramiennego, m. najszerzego grzbietu i m. naprężacza powięzi szerokiej uda wywołają zastosowane formy masażu w porównaniu z grupą kontrolną wśród osób zdrowych w wieku 19-24 lat?
3. Jak właściwości kurczliwe m. naramiennego, m. najszerzego grzbietu i m. naprężacza powięzi szerokiej uda zmieniają się po zaaplikowaniu masażu tensegracyjnego w porównaniu z masażem klasycznym u badanych uczestników w wieku 19-24 lat?
4. Jak po zaaplikowaniu masażu tensegracyjnego zmieniają się parametry miometryczne m. naramiennego, m. najszerzego grzbietu i m. naprężacza powięzi szerokiej uda w porównaniu z masażem klasycznym u zdrowych mężczyzn w wieku 19-24 lat?

5. Jakie różnice między grupami badanymi wystąpią po upływie 15 min od zakończenia interwencji w kontekście zmiennych tensomiograficznych odnoszących się do m. naramiennego, m. najszerszego grzbietu i m. naprężacza powięzi szerokiej uda wśród zdrowych osób w wieku 19-24 lat?
6. Jak po upływie 15 min od zakończenia masażu różnić się będą grupy badane pod względem zmiennych miometrycznych odnoszących się do m. naramiennego, m. najszerszego grzbietu i m. naprężacza powięzi szerokiej uda wśród uczestników w wieku 19-24 lat?

2.3 Hipotezy badawcze

1. Masaż tensegracyjny i klasyczny spowodują poprawę parametrów tensomiograficznych (czasu opóźnienia, narastania, utrzymywania się skurczu, relaksacji i przemieszczenia) badanych mięśni w porównaniu z grupą kontrolną.
2. Obie zastosowane formy interwencji doprowadzą do poprawy parametrów miometrycznych (częstotliwości oscylacji, sztywności, dekrementu i pełzania) analizowanych mięśni w porównaniu z grupą kontrolną.
3. Masaż tensegracyjny będzie bardziej skuteczny niż masaż klasyczny w odniesieniu do właściwości kurczliwych badanych mięśni.
4. Masaż tensegracyjny bardziej efektywnie wpłynie na pasywne właściwości mechaniczne analizowanych mięśni niż masaż klasyczny.
5. Zmiana parametrów tensomiograficznych analizowanych mięśni będzie utrzymywać się dłużej po masażu tensegracyjnym niż po masażu klasycznym.
6. Zmiana pasywnych właściwości mechanicznych badanych mięśni będzie utrzymywać się dłużej po masażu tensegracyjnym niż po masażu klasycznym.

3 MATERIAŁ I METODY

3.1 Harmonogram realizacji projektu

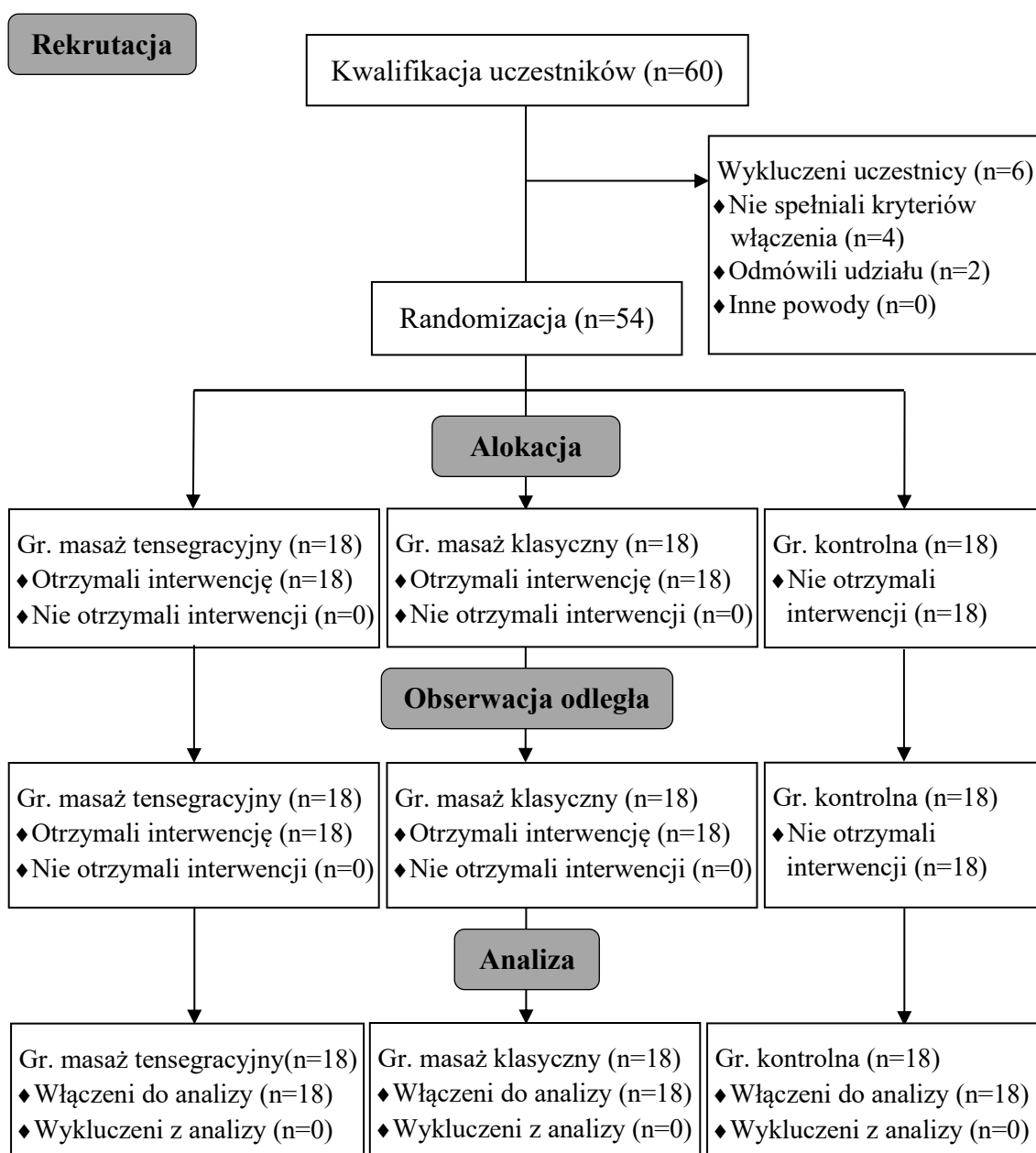
Prace związane z realizacją projektu trwały od października 2021 do grudnia 2024 roku i zostały podzielone na 12 etapów. W harmonogramie realizacji prac uwzględniono także aktywności związane z pozyskaniem przez autora nowej wiedzy i umiejętności, wpływające bezpośrednio na jakość i rzetelność projektu. Wszystkie zrealizowane etapy i ich orientacyjny czas trwania zaprezentowano w tabeli 1.

Tabela 1. Etapy postępowania badawczego z przybliżonym czasem ich realizacji

	2021								2022						2023						2024					2025						
	Styczeń	Luty	Marzec	Kwiecień	Maj	Czerwiec	Październik	Listopad	Grudzień	Styczeń	Luty	Marzec	Kwiecień	Październik	Listopad	Grudzień	Styczeń	Luty	Marzec	Kwiecień	Maj	Czerwiec	Październik	Listopad	Grudzień	Styczeń	Wrzesień	Październik	Listopad	Grudzień	Styczeń	Luty
Przygotowanie projektu badań																																
Uzyskanie zgody komisji bioetycznej																																
Rejestracja badań w clinicaltrial.gov																																
Uzyskanie zgody na wypożyczenie TMG i miotromu																																
Szkolenie z obsługi TMG i miotromu																																
Przeprowadzenie badania pilotażowego																																
Szkolenie Statistica kurs podstawowy																																
Rekrutacja osób i wykonanie pomiarów																																
Studia podyplomowe na Wydziale Lekarskim UJ – Biostatystyka																																
Przygotowanie i analiza statystyczna danych																																
Przygotowanie zdjęć na Wydziale Nauk Medycznych UWM																																
Przygotowanie dysertacji																																

3.2 Schemat eksperymentu

Eksperyment badawczy zaprojektowano według schematu randomizowanego badania kontrolnego z trzema ramionami równoległymi (rycina 2). Projekt został przeprowadzony zgodnie z zasadami zawartymi w Deklaracji Helsińskiej Światowego Stowarzyszenia Lekarzy. Został on zaakceptowany przez Senacką Komisję ds. Etyki Badań Naukowych przy AWF we Wrocławiu i opatrzony numerem 1/2022 (załącznik 1). Projekt zarejestrowano także w bazie clinicaltrial.gov otrzymując sygnaturę NCT06493149. Badania zrealizowano ze środków własnych.



Rycina 1. Schemat eksperymentu

3.3 Liczebność próby i randomizacja

Kalkulację minimalnej niezbędnej liczebności próby wykonano przy użyciu aplikacji G*Power v3.1.9.7. Do analizy danych zastosowano analizę wariancji w schemacie mieszanym (ANOVA 3x3). Przy apriorycznym założeniu wielkości efektu na poziomie 0,25, poziomu istotności $\alpha = 0,05$ oraz mocy testu wynoszącej 90%, liczebność próby oszacowano na 54 osoby, co daje po 18 osób w każdej z grup. Zakładając, że 10% uczestników nie spełni kryteriów włączenia lub wycofa się z badania, do projektu zrekrutowano 60 osób.

Uczestnicy zostali podzieleni w sposób losowy na 3 grupy: grupę, w której zastosowano masaż tensegracyjny (GMT), grupę, w której zastosowano masaż klasyczny (GMK) i grupę kontrolną (GK). Randomizację blokową z losowym rozmiarem poszczególnych bloków wykonano używając aplikacji Random Allocation Software 2.0. Bloki zostały wygenerowane przed rozpoczęciem eksperymentu. Nie zmieniano ich liczebności ani rodzaju grupy, do której poszczególni uczestnicy byli przypisani.

3.4 Kryteria włączenia i wyłączenia uczestników

Uczestnicy zostali zakwalifikowani do badania zgodnie z uprzednio określonymi kryteriami włączenia i wyłączenia, co zapewniło ich bezpieczeństwo, homogeniczność grup oraz rzetelność uzyskanych danych.

Jako kryteria włączenia umożliwiające uczestnikom wzięcie udziału w eksperymencie przyjęto:

- płeć męską;
- wiek od 19 do 24 lat;
- brak patologii kończyn górnych i dolnych zdiagnozowanych przez lekarza medycyny pracy;
- aktywność fizyczną na poziomie 600–1500 MET-min/tydzień według Międzynarodowego Kwestionariusza Aktywności Fizycznej IPAQ;
- brak przeciwwskazań medycznych do terapii masażem;
- BMI w zakresie 18,5–24,9 kg/m²;
- podpisanie świadomej zgody na udział w badaniach (załącznik 2).

Niespełnienie kryteriów włączenia skutkowało wykluczeniem danej osoby z badania. Dodatkowo określono kryteria wyłączenia dotyczące czynników, które mogły potencjalnie zakłócać wyniki badania lub stanowić zagrożenie dla bezpieczeństwa uczestników. Zaliczały się do nich:

- przebyte urazy oraz wrodzone wady układu mięśniowo-szkieletowego;
- zakrzepica żył głębokich, zawał mięśnia sercowego oraz nowotwory zdiagnozowane w ciągu ostatnich pięciu lat;
- przebyte zabiegi chirurgiczne w ciągu ostatnich pięciu lat;
- ostre stany zapalne w układzie oddechowym, pokarmowym lub moczowo-płciowym;
- występowanie przeciwwskazań do zastosowania aparatury pomiarowej.

3.5 Charakterystyka badanych grup

Podstawowe dane dotyczące charakterystyki poszczególnych grup zaprezentowano w tabeli 2. Grupy nie różniły się od siebie w sposób istotny statystycznie ($p > 0,05$) pod względem wieku, wysokości ciała, masy ciała, BMI oraz poziomu aktywności fizycznej.

Tabela 2. Podstawowa charakterystyka uczestników z uwzględnieniem podziału na grupy

Zmienna	GMT ($n = 18$)	GMK ($n = 18$)	GK ($n = 18$)	p -value	η^2
Wiek, [lata], Me(Q1-Q3)	21(20-22)	20(20-21)	20(20-21)	$p^1 = 0,58$	0,02
Wysokość ciała, [cm], $M \pm SD$	179 $\pm$ 9,86	181,5 $\pm$ 8,54	178 $\pm$ 7,25	$p^2 = 0,57$	0,02
Masa ciała, [kg], $M \pm SD$	67,4 $\pm$ 10,6	74,1 $\pm$ 7,27	69,2 $\pm$ 7,55	$p^2 = 0,06$	0,09
BMI, [kg/m ²], Me(Q1-Q3)	22,1(21,1- 23,5)	22,8(21,2- 23,7)	23,4(21,7- 24,5)	$p^1 = 0,24$	0,06
IPAQ, [MET- min/tydz], $M \pm SD$	1084 $\pm$ 222	1031 $\pm$ 278	950 $\pm$ 251	$p^2 = 0,28$	0,05

Dane przedstawiono jako średnią (M) i odchylenie standardowe (SD), jeśli zmienna była ilościowa i miała rozkład zbliżony do normalnego oraz jako medianę (Me) i rozstęp międzykwartyłowy ($Q1-Q3$), jeśli zmienna była ilościowa i miała rozkład różniący się od normalnego. Skróty i oznaczenia: GK – grupa kontrolna, GMK – grupa masaż klasyczny, GMT – grupa masaż tensegracyjny, BMI – wskaźnik masy ciała, IPAQ – Międzynarodowy Kwestionariusz Aktywności Fizycznej, p^1 – test ANOVA Kruskala-Wallisa, p^2 – test ANOVA, η^2 – wielkość efektu

3.6 Metody pomiarowe

Wszystkie pomiary zrealizowano w Zakładzie Masażu i Fizykoterapii na Wydziale Fizjoterapii Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu. Dane zbierano od października 2022 do kwietnia 2023 roku. Uczestnicy zakwalifikowani do grup GMT i GMK zostali poddani trzykrotnemu badaniu:

- przed rozpoczęciem interwencji w obrębie danego mięśnia (T0);
- niezwłocznie po zakończeniu interwencji dotyczącej masowanego mięśnia, czyli po 10 min od pierwszego pomiaru (T1);
- po 15 min od zakończenia masażu analizowanego mięśnia (T2).

Osoby zakwalifikowane do grupy GK również były poddawane trzykrotnemu badaniu:

- na początku wizyty (T0);
- po 10 min od pierwszego pomiaru (T1);
- po 15 min od drugiego pomiaru (T2).

U badanych osób dokonywano oceny parametrów charakteryzujących właściwości kurczliwe środkowego aktonu mięśnia naramiennego (m. naramiennego), mięśnia najszerzego grzbietu (m. najszerzego grzbietu) i mięśnia naprężacza powięzi szerokiej uda (m. naprężacza powięzi szerokiej uda) za pomocą tensomiografu. Zbadano także pasywne właściwości mechaniczne tych mięśni przy użyciu miometru. Aparaturę pomiarową wypożyczono z Europejsko-Azjatyckiej Fundacji Edukacji Biznesowej.

3.6.1 Ocena właściwości kurczliwych badanych mięśni

Właściwości kurczliwe analizowanych mięśni oceniano z wykorzystaniem systemu TMG S2 (TMG-BMC Ltd., Ljubljana, Słowenia). W skład systemu wchodzi sensor umieszczony na statywie, elektrostymulator wraz z elektrodami oraz laptop z oprogramowaniem służącym do rejestracji i analizy pomiarów. Badanie wykonywane przy użyciu TMG jest badaniem całkowicie nieinwazyjnym i bezbolesnym. W publikacjach dotyczących precyzji pomiarów tensomiografia została oceniona jako metoda o wysokiej rzetelności^{115,116}.

Badanie rozpoczynano od zdezynfekowania i odtłuszczenia powierzchni skóry znajdującej się bezpośrednio nad brzuścem mięśnia, który był poddawany analizie. Następnie w tym miejscu umieszczano pod kątem prostym końcówkę sensora. Wykorzystany w aparacie TMG-S2 sensor w trakcie badania znajdował się w bezpośrednim kontakcie z ciałem badanego. Metoda ta, zwana kontaktową, jest równie dokładna, co metoda bezkontaktowa, w której pomiary wykonywane są za pomocą sensora laserowego. W obu sposobach pomiaru stwierdzono wysoką powtarzalność, a porównanie rezultatów nie wykazało statystycznie istotnych różnic pomiędzy nimi¹¹⁷.

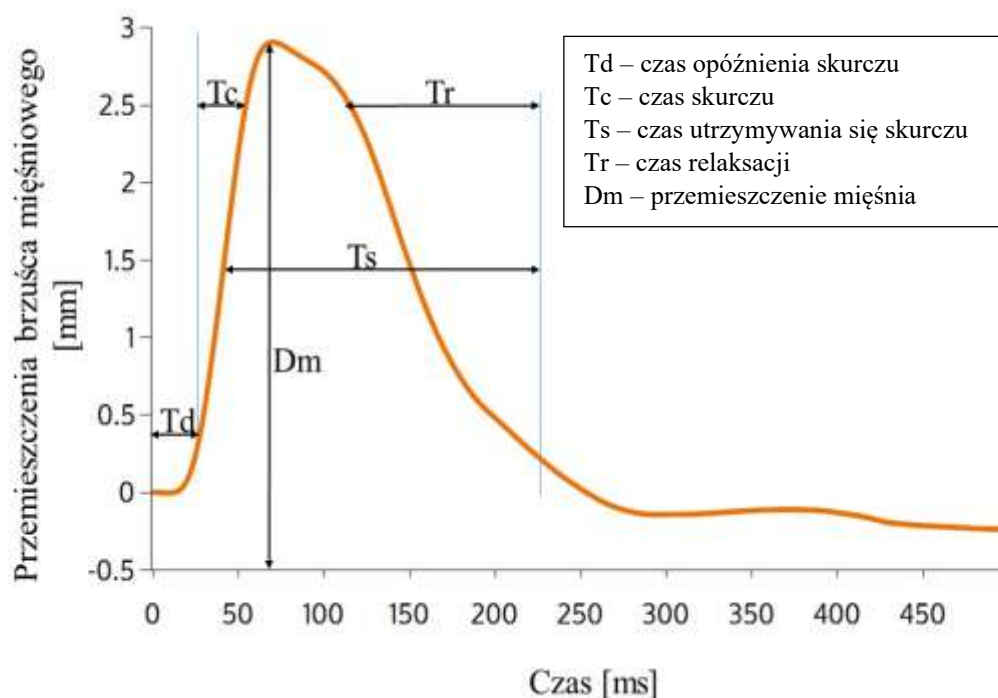
Następnie na przygotowaną powierzchnię skóry naklejano dwie elektrody. Przy pomiarach wykorzystano samoprzylepne elektrody (YT Healthcare) o wymiarach 50x50 mm wykonane z siatki węglowej o wysokiej gęstości, zapewniające równomierną dystrybucję impulsów elektrycznych na skórę. Zadaniem elektrod było przekazanie impulsu elektrycznego wygenerowanego przez elektrostymulator i wywołanie skurczu mięśnia. W trakcie jednego pomiaru aplikowano trzy impulsy elektryczne w celu wywołania maksymalnego poprzecznego przemieszczenia brzuśca badanego mięśnia. Natężenie impulsu było stopniowo zwiększane i wynosiło 60 mA, 80 mA i 100 mA. Czas trwania impulsu był niezmienny i wynosił 1 ms¹¹⁸.

Uzyskane po impulsie elektrycznym przemieszczenie mięśnia było rejestrowane w postaci krzywej, która stanowiła podstawę oceny właściwości kurczliwych badanej tkanki (rycina 3). Do analizy włączono następujące zmienne:

- czas opóźnienia skurczu (T_d) – czas potrzebny stymulowanemu mięśniowi do osiągnięcia 10% maksymalnego przemieszczenia po impulsie elektrycznym;
- czas skurczu (T_c) – czas potrzebny stymulowanemu mięśniowi na zwiększenie jego poprzecznego przemieszczenia z 10% do 90%;
- czas utrzymywania się skurczu (T_s) – czas mierzony od momentu uzyskania 50% przemieszczenia mięśnia w fazie skurczu do momentu aż wartość ta opadnie do 50% w fazie jego rozkurczu;
- czas relaksacji (T_r) – czas mierzony od momentu uzyskania 90% przemieszczenia mięśnia w fazie skurczu do momentu aż wartość opadnie do 50% w fazie jego rozkurczu;

- przemieszczenie mięśnia (D_m) – dystans poprzecznego (bocznego) przemieszczenia się brzośca mięśniowego.

Wszystkie parametry dotyczące czasu mierzone były w milisekundach [ms], natomiast ostatnia zmienna, przemieszczenie mięśnia, wyrażana była w milimetrach [mm].



Rycina 2. Przykładowy wykres przedstawiający podstawowe parametry tensomiograficzne
Źródło: opracowanie własne

Pomiary wykonywane były zgodnie z metodologią zalecaną przez producenta aparatury. Sposób ułożenia sensora, elektrod i pozycja pacjenta zostały opisane w tabeli 3 i zaprezentowane na fotografiach 2, 3 i 4. Po umiejscowieniu wszystkich elementów ich sposób rozlokowania był zaznaczany przy użyciu linijki i markera medycznego do znakowania skóry firmy Intergos w celu ich identycznego umieszczenia na ciele uczestnika po zakończeniu masażu. Do dalszej analizy włączano wynik pomiaru, w którym analizowany mięsień uzyskał największą wartość przemieszczenia.

Tabela 3. Umieszczenie sensora i elektrod tensomiografu, zgłębnika miometru oraz pozycja pacjenta w trakcie badania poszczególnych mięśni

Badany mięsień	Umieszczenie sensora i elektrod	Pozycja pacjenta
M. naramienny	Sensor TMG/Zgłębnik MyotonPro umieszczano w połowie odległości między wyrostkiem barkowym łopatki a guzowatością naramienną. Elektrody przyklejano tuż poniżej wyrostka barkowego łopatki i na wysokości guzowatości naramiennej.	Leżenie bokiem
M. najszerszy grzbietu	Sensor TMG/Zgłębnik MyotonPro umieszczano na górnej krawędzi mięśnia na linii łopatkowej. Elektrody układano ok. 2 cm dobiecznie od wyrostków poprzecznych Th ₅ -Th ₈ i w linii pachowej tylnej.	Leżenie przodem
M. naprężacz powięzi szerokiej uda	Sensor TMG/Zgłębnik MyotonPro znajdował się ok. 3 cm poniżej i dobiecznie od kolca biodrowego przedniego górnego. Elektrody przyklejano na kolcu biodrowym przednim górnym oraz tuż poniżej sensora na przebiegu badanego mięśnia.	Leżenie bokiem



Fotografia 2. Umieszczenie sensora i elektrod TMG na m. naramiennym
Źródło: opracowanie własne



Fotografia 3. Umieszczenie sensora i elektrod TMG na m. najszerszym grzbiecie
Źródło: opracowanie własne



Fotografia 4. Umieszczenie sensora i elektrod TMG na m. naprężaczu powięzi szerokiej uda
Źródło: opracowanie własne

Rzetelność wykonanych pomiarów tensomiograficznych dla poszczególnych mięśni oszacowano z wykorzystaniem współczynnika korelacji wewnątrzklasowej (*ICC*). Wartość tego współczynnika została wyliczona i zinterpretowana jako dobra lub bardzo dobra (tabele 4, 5, 6). Stopień błędu związany z oszacowaniem wartości rzeczywistej każdego z analizowanych parametrów obliczono z wykorzystaniem błędu standardowego pomiaru (*SEM*). Minimalne zmiany w wynikach pomiarów, które nie były wynikiem błędu pomiarowego, oszacowano za pomocą wskaźnika określanego jako minimalna wykrywalna zmiana (*MDC*)¹¹⁹.

Tabela 4. Wyniki oszacowania rzetelności pomiarów tensomiograficznych dla m. naramiennego

Zmienna	ICC		SEM	MDC
	Współczynnik	95% CI		
Td, [ms] [‡]	0,95	0,92-0,97	0,30	1,03
Tc, [ms] [‡]	0,96	0,93-0,97	0,41	1,41
Ts, [ms] [‡]	0,97	0,95-0,98	5,35	18,16
Tr, [ms] [‡]	0,97	0,95-0,98	3,41	11,58
Dm, [mm] [‡]	0,86	0,78-0,91	0,14	0,46

Skróty i oznaczenia: Td – czas opóźnienia, Tc – czas skurczu, Ts – czas utrzymywania się skurczu, Tr – czas relaksacji mięśnia, Dm – przemieszczenie mięśnia, ICC – korelacja wewnątrzklasowa, 95% CI – 95-procentowy przedział ufności, SEM – standardowy błąd pomiaru, MDC – minimalna wykrywalna zmiana, [‡] – jednostka miary nie dotyczy wartości podanych w kolumnie ICC

Tabela 5. Wyniki oszacowania rzetelności pomiarów tensomiograficznych dla m. najszerzego grzbietu

Zmienna	ICC		SEM	MDC
	Współczynnik	95% CI		
Td, [ms] [‡]	0,98	0,97-0,99	0,30	1,01
Tc, [ms] [‡]	0,85	0,77-0,91	1,61	5,46
Ts, [ms] [‡]	0,82	0,71-0,89	8,53	28,95
Tr, [ms] [‡]	0,97	0,95-0,98	2,96	10,04
Dm, [mm] [‡]	0,90	0,85-0,94	0,42	1,41

Skróty i oznaczenia: Td – czas opóźnienia, Tc – czas skurczu, Ts – czas utrzymywania się skurczu, Tr – czas relaksacji mięśnia, Dm – przemieszczenie mięśnia, ICC – korelacja wewnątrzklasowa, 95% CI – 95-procentowy przedział ufności, SEM – standardowy błąd pomiaru, MDC – minimalna wykrywalna zmiana, [‡] – jednostka miary nie dotyczy wartości podanych w kolumnie ICC

Tabela 6. Wyniki oszacowania rzetelności pomiarów tensomiograficznych dla m. naprężacza powięzi szerokiej uda

Zmienna	ICC		SEM	MDC
	Współczynnik	95% CI		
Td, [ms] [‡]	0,79	0,66-0,87	1,49	5,04
Tc, [ms] [‡]	0,87	0,80-0,92	2,51	8,50
Ts, [ms] [‡]	0,95	0,92-0,97	3,41	11,57
Tr, [ms] [‡]	0,96	0,94-0,98	1,49	5,07
Dm, [mm] [‡]	0,95	0,92-0,97	0,17	0,59

Skróty i oznaczenia: Td – czas opóźnienia, Tc – czas skurczu, Ts – czas utrzymywania się skurczu, Tr – czas relaksacji mięśnia, Dm – przemieszczenie mięśnia, ICC – korelacja wewnątrzklasowa, 95% CI – 95-procentowy przedział ufności, SEM – standardowy błąd pomiaru, MDC – minimalna wykrywalna zmiana, [‡] – jednostka miary nie dotyczy wartości podanych w kolumnie ICC

3.6.2 Ocena pasywnych właściwości mechanicznych badanych mięśni

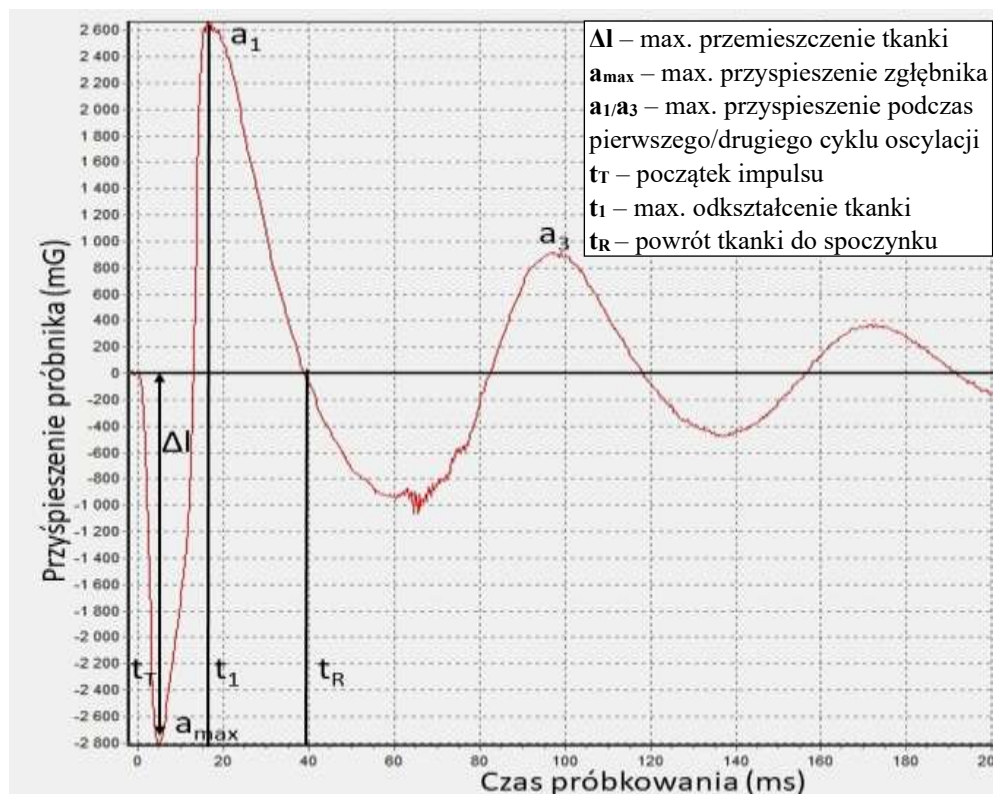
W projekcie pasywne właściwości mechaniczne badanych mięśni mierzono przy użyciu miometru MyotonPro (Myoton AS, Tallinn, Estonia). Pomiaru wykonywane za pomocą tego urządzenia są całkowicie bezbolesne i nieinwazyjne. Rzetelność wykorzystanej aparatury została zweryfikowana we wcześniejszych publikacjach i uznana za wysoką¹²⁰.

Pasywne właściwości mechaniczne tkanki oceniano wprowadzając ją w oscylacje. Były one wywoływane poprzez zgłębnik umieszczony bezpośrednio na badanym obszarze. Wstępna siła oddziałująca na tkankę po umieszczeniu na niej zgłębnika wynosiła 0,18 N. Potwierdzenie sygnałem świetlnym osiągnięcia wymaganego pozycji aparatu względem mięśnia (kąt prosty) skutkowało automatycznym uwolnieniem szybkiego impulsu mechanicznego o sile 0,4 N i czasie trwania 15 ms. Całkowita siła przyłożona do badanej struktury wyniosła 0,58 N. Po zaaplikowaniu zewnętrznego impulsu aparat rejestrował swobodne oscylacje tkanki przez 400 ms (rycina 3). Przez kolejne 15 ms urządzenie kwantyfikowało zebrane dane. Sekwencja była powtarzana pięciokrotnie, co łącznie trwało 2,15 s. Średnia arytmetyczna uzyskana z pięciu pomiarów była wartością wykorzystaną w dalszych analizach. W projekcie uwzględniono opisane poniżej parametry miometryczne.

- Częstotliwość naturalnej oscylacji (F) – wewnętrzne napięcie powierzchniowych mięśni szkieletowych na poziomie komórkowym. Parametr ten oceniany jest w spoczynku, bez dobrowolnego skurczu mięśnia. Wartość oscylacji mierzona jest w hercach [Hz].
- Sztywność (S) – opór analizowanej tkanki na zewnętrzną siłę odkształcającą. Jest on wyliczany jako stosunek ilorazu maksymalnego przyspieszenia zgłębnika ($a_{\max}$) i jego masy (m) do maksymalnego przemieszczenia tkanki (Δl) ($S = \frac{a_{\max} \cdot m_{\text{zgłębnika}}}{\Delta l}$). Parametr wyrażany jest w niutonach na metr [N/m].
- Dekrement (D) – tempo wygaszania oscylacji tkanki po zaaplikowaniu mechanicznego impulsu odkształcającego. Im szybsze tłumienie oscylacji w obrębie danej tkanki tym większa dyssypacja energii. Parametr ten wykorzystywany jest, aby opisać zdolność tkanek miękkich do uzyskania pierwotnego kształtu po deformacji. Im wyższy współczynnik tłumienia, tym większa plastyczność i gorsza

zdolność tkanki do odtworzenia swojego kształtu. W teorii współczynnik wygaszania równy zero oznacza absolutną elastyczność. Dekrement obliczany jest jako logarytm stosunku maksymalnego przyspieszenia podczas pierwszego cyklu oscylacji (a_1) do stosunku maksymalnego przyspieszenia podczas drugiego cyklu oscylacji (a_3) ($D = \ln(\frac{a_1}{a_3})$). Zmienna ta rejestrowana jest jako jednostka względna [ru] opisująca zmiany przyspieszenia między cyklami oscylacji tkanki.

- Relaksacja (R) – czas między osiągnięciem przez mięsień maksymalnego przemieszczenia a jego powrotem do stanu wyjściowego ($R = t_R - t_1$). Im większa sztywność tkanki, tym szybciej wraca ona do stanu początkowego, co opisywane jest niższą wartością R. Parametr ten mierzony jest w milisekundach [ms].
- Pełzanie (C) – stopniowe wydłużanie mięśnia w trakcie jego rozciąganiu. Pełzanie jest stosunkiem relaksacji (R) do czasu deformacji ($t_1 - t_T$), gdzie t_1 oznacza moment osiągnięcia maksymalnego przemieszczenia mięśnia, a t_T początek mechanicznego impulsu ($C = (\frac{R}{t_1 - t_T})$). Im większa sztywność lub napięcie tkanki, tym większa jej odporność na pełzanie, co oznacza niższą wartość C. Pełzanie opisywane jest przy użyciu jednostek względnych [ru].



Rycina 3. Przykładowy wykres miometryczny

Źródło: opracowanie własne

Sposób umiejscowienia zgłębnika miometru oraz pozycje ułożeniowe pacjenta w trakcie pomiaru opisano wcześniej w tabeli 4 oraz zaprezentowano na fotografiach 5, 6 i 7.



Fotografia 5. Umiejscowienie zgłębnika MyotonPro na m. naramiennym
Źródło: opracowanie własne



Fotografia 6. Umiejscowienie zgłębnika MyotonPro na m. najszerszym grzbietu
Źródło: opracowanie własne



Fotografia 7. Umieszczenie zgłębnika MyotonPro na m. naprężaczu powięzi szerokiej uda

Źródło: opracowanie własne

W celu sprawdzenia rzetelności pomiarów wykonanych w projekcie dla poszczególnych zmiennych miometrycznych oszacowano *ICC*, *SEM* oraz *MDC*¹¹⁹. Wyniki dla poszczególnych oszacowań zamieszczono w tabelach 7, 8, 9.

Tabela 7. Wyniki oszacowania rzetelności wykonanych pomiarów miometrycznych dla m. naramiennego

Zmienna	<i>ICC</i>		<i>SEM</i>	<i>MDC</i>
	Współczynnik	95% CI		
F, [Hz] [‡]	0,96	0,94-0,98	0,30	1,02
S, [N/m] [‡]	0,92	0,87-0,95	9,88	33,54
D, [ru] [‡]	0,92	0,88-0,95	0,04	0,12
R, [ms] [‡]	0,95	0,93-0,97	0,54	1,85
C, [ru] [‡]	0,96	0,97-0,97	0,03	0,09

Skróty i oznaczenia: F – częstotliwość naturalnej oscylacji, S – sztywność, D – dekrement, R – relaksacja, C – pełzanie, *ICC* – korelacja wewnątrzklasowa, 95% CI – 95-procentowy przedział ufności, *SEM* – standardowy błąd pomiaru, *MDC* – minimalna wykrywalna zmiana, [‡] – jednostka miary nie dotyczy wartości podanych w kolumnie *ICC*

Tabela 8. Wyniki oszacowania rzetelności wykonanych pomiarów miometrycznych dla m. najszerzego grzbietu

Zmienna	ICC		SEM	MDC
	Współczynnik	95% CI		
F, [Hz] [‡]	0,98	0,96-0,98	0,16	0,54
S, [N/m] [‡]	0,97	0,96-0,98	3,52	11,95
D, [ru] [‡]	0,95	0,91-0,97	0,04	0,13
R, [ms] [‡]	0,95	0,92-0,97	0,56	1,89
C, [ru] [‡]	0,94	0,91-0,96	0,03	0,10

Skróty i oznaczenia: F – częstotliwość naturalnej oscylacji, S – sztywność, D – dekrement, R – relaksacja, C – pełzanie, ICC – korelacja wewnątrzklasowa, 95% CI – 95-procentowy przedział ufności, SEM – standardowy błąd pomiaru, MDC – minimalna wykrywalna zmiana, [‡] – jednostka miary nie dotyczy wartości podanych w kolumnie ICC

Tabela 9. Wyniki oszacowania rzetelności wykonanych pomiarów miometrycznych dla m. naprężacza powięzi szerokiej uda

Zmienna	ICC		SEM	MDC
	Współczynnik	95% CI		
F, [Hz] [‡]	0,94	0,91-0,96	0,26	0,90
S, [N/m] [‡]	0,97	0,95-0,98	8,28	28,11
D, [ru] [‡]	0,85	0,77-0,91	0,05	0,16
R, [ms] [‡]	0,97	0,95-0,98	0,54	1,84
C, [ru] [‡]	0,96	0,94-0,98	0,03	0,12

Skróty i oznaczenia: F – częstotliwość naturalnej oscylacji, S – sztywność, D – dekrement, R – relaksacja, C – pełzanie, ICC – korelacja wewnątrzklasowa, 95% CI – 95-procentowy przedział ufności, SEM – standardowy błąd pomiaru, MDC – minimalna wykrywalna zmiana, [‡] – jednostka miary nie dotyczy wartości podanych w kolumnie ICC

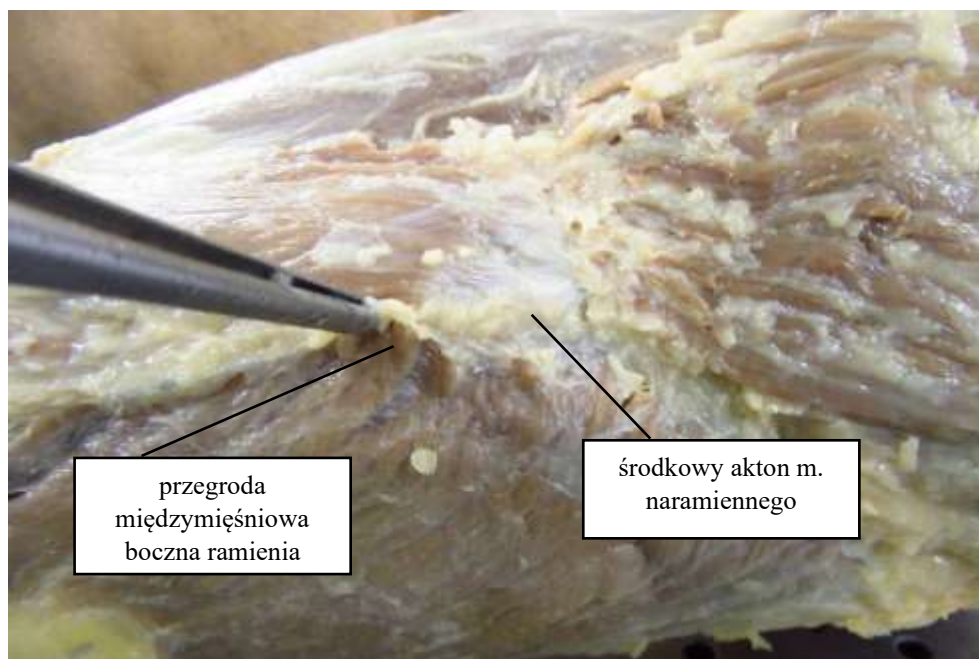
3.7 Interwencja

3.7.1 Grupa masaż tensegracyjny (GMT)

Osoby zakwalifikowane do GMT były poddawane masażowi opartemu na zasadzie tensegracji, którego celem była normalizacja właściwości kurczliwych i pasywnych m. naramiennego, m. najszerzego grzbietu i m. naprężacza powięzi szerokiej uda. W myśl tej zasady, aby efektywnie wpływać na dany mięsień do zabiegu należy włączyć także struktury pozostające z nim w kontakcie strukturalnym i opracować je przed przystąpieniem do masażu mięśnia docelowego. Masaż każdego z mięśni był zatem rozszerzany o dodatkowe elementy, tj. o co najmniej jedną strukturę powięziową i jeden mięsień dodatkowy mogący na niego oddziaływać. Elementy wybrano na podstawie kryteriów przedstawionych poniżej.

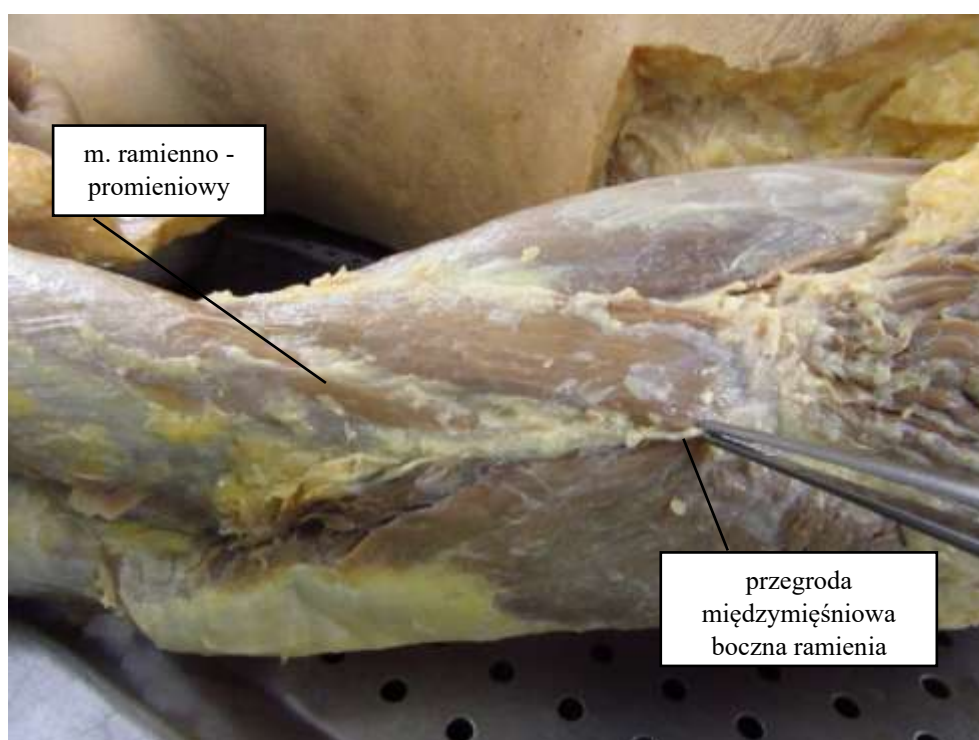
- Zależności strukturalne istniejące pomiędzy elementami zostały wcześniej opisane w literaturze naukowej.
- Połączenia strukturalne pomiędzy wszystkimi elementami, o które rozszerzono masaż danego mięśnia, były zlokalizowane organoleptycznie i sfotografowane.
- Mięsień docelowy i dodatkowy oddzielone były od siebie co najmniej jedną strukturą powięziową. W analizowanych mięśniach nie dochodziło do sytuacji, w której ich przyczepy znajdowały się w obrębie jednego elementu kostnego ani nie były zlokalizowane w bezpośrednim sąsiedztwie. Taki sposób doboru struktur zapewnił znaczne zwiększenie dystansu pomiędzy nimi, co pozwoliło na zbadanie zasięgu i ocenę możliwości transmitowania napięć poprzez powięziowe struktury pośredniczące. Dystans dzielący poszczególne elementy pozwalał także na redukcję szerzenia się impulsu elektrycznego wykorzystywanego w TMG przez inne tkanki, np. skórę.
- Mięśnie docelowe i dodatkowe zostały wybrane w taki sposób, aby nie były unerwiane przez te same gałęzie nerwowe. Z uwagi na fakt, że TMG wykorzystuje impuls elektryczny do wywołania skurczu mięśnia, istniało ryzyko, że impuls ten zostanie przekazany z aktualnie stymulowanego mięśnia do innych mięśni za pomocą wspólnej gałęzi nerwowej. W rezultacie współzależność analizowanych mięśni mogłaby być efektem sumowania się dwóch czynników, tj. elektrostymulacji i tensegracji.

Przy masażu m. naramiennego, unerwianego przez nerw pachowy (C₅-C₆), założono obecność współzależności pomiędzy tym mięśniem a m. ramiennie-promieniowym, unerwianym przez nerw promieniowy (C₅-C₆)¹²¹. Część włókien m. naramiennego łączy się z przegrodą międzymięśniową boczną ramienia (fotografia 8) oraz z powięzią ramienia w obrębie jego części proksymalnej¹²². Z kolei w obrębie części dystalnej tej przegrody swój początek bierze m.in. część włókien m. ramiennie-promieniowego (fotografia 9). Przy zasymulowaniu skurczu m. naramiennego (aktonu tylnego i środkowego) uwidaczniają się linie siły, rozciągające przegrodę międzymięśniową boczną w kierunku proksymalnym. Natomiast rozciąganie tej przegrody w kierunku dystalnym można zaobserwować przy symulacji skurczu m. ramiennie-promieniowego¹²³.



Fotografia 8. Przyczep środkowego aktonu m. naramiennego do przegrody międzymięśniowej bocznej ramienia

Źródło: opracowanie własne przy współpracy z Katedrą Anatomii i Histologii UWM w Olsztynie

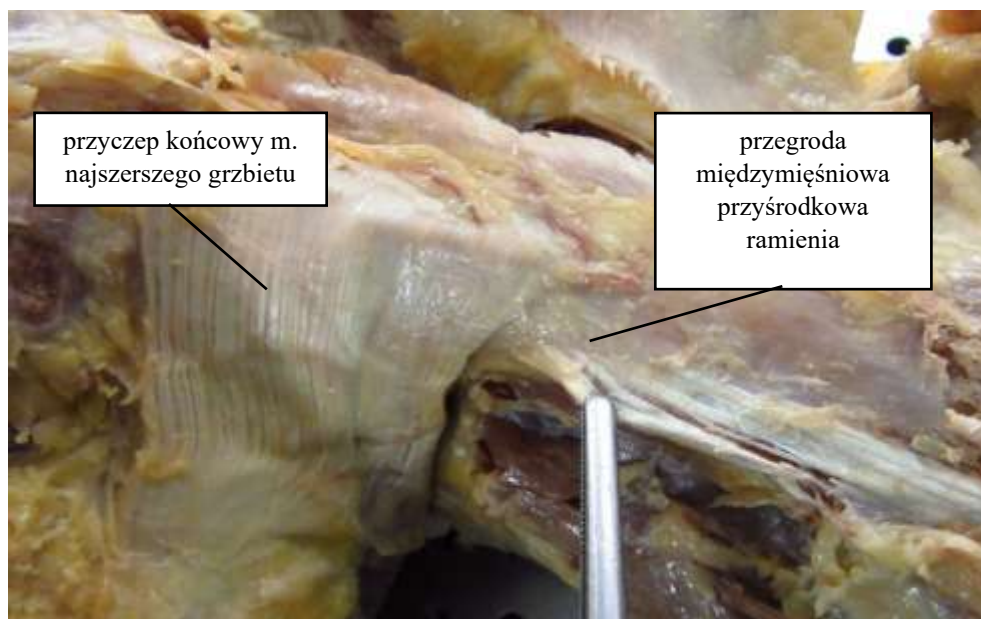


Fotografia 9. Przyczep m. ramiennie-promieniowego do przegrody międzymięśniowej bocznej ramienia

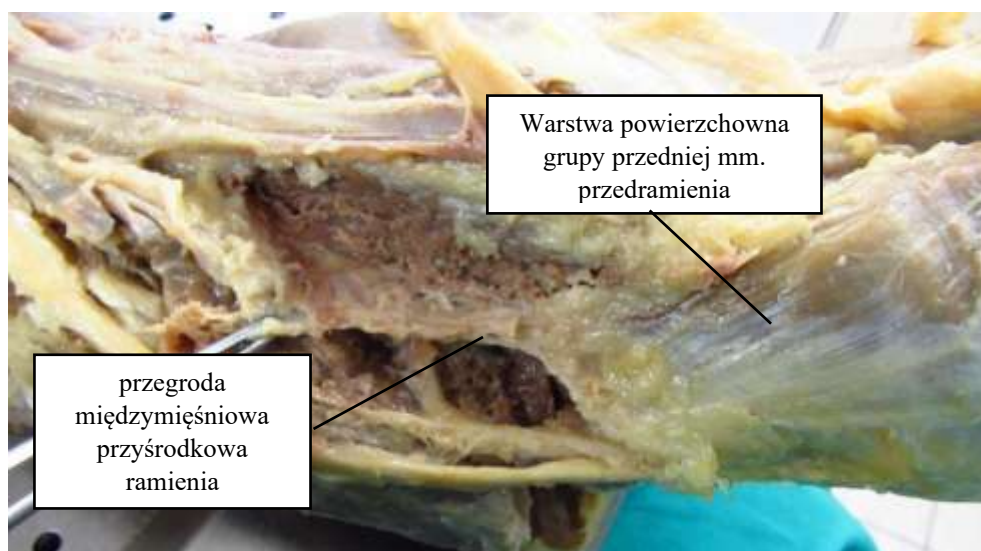
Źródło: opracowanie własne przy współpracy z Katedrą Anatomii i Histologii UWM w Olsztynie

Przy opracowywaniu m. naramiennego wykorzystano standardowe techniki masażu klasycznego, takie jak głaskanie, rolowanie, rozcieranie i ugniatanie. Całkowity czas trwania interwencji wynosił 10 min. Interwencję rozpoczynano od 2 min masażu m. ramiennie-promieniowego, wykonując każdą z technik przez 30 s. Następnie w ten sam sposób opracowywano przegrodę międzymięśniową boczną. Na zakończenie przeprowadzano 6 min masażu w obrębie m. naramiennego, przeznaczając 90 s na każdą z wymienionych technik. Pacjent znajdował się w pozycji leżenia bokiem. Masowana kończyna górna była ułożona wzdłuż ciała z wyprostowanym stawem łokciowym.

Do masażu m. najszerzego grzbietu, unerwianego przez nerw piersiowo-grzbietowy (C₆–C₈) włączono także opracowanie m. nawrotnego obłego, unerwianego przez jedną lub kilka gałązek odchodzących od głównego pnia nerwu promieniowego (C₅–C₆) i zginacza łokciowego nadgarstka zaopatrywanego przez n. łokciowy (C₈-Th₁). Mięśnie te nie znajdują się w bezpośrednim kontakcie strukturalnym. M. najszerzy grzbietu przekazuje część swojego napięcia poprzez blaszkę włóknistą do powięzi ramienia w okolicy m. trójkłowego ramienia, tworząc w ten sposób ciągłość. Z tego obszaru napięcie może być transmitowane dystalnie w kierunku stawu łokciowego poprzez przegrodę międzymięśniową przyśrodkową ramienia, zrastającą się z powięzią ramienia (fotografia 10). Ręczne napięcie m. najszerzego grzbietu w trakcie sekcji anatomicznej uwidacznia linie sił, rozpoczynające się w okolicy dołu pachowego i zmierzające w kierunku przegrody międzymięśniowej przyśrodkowej ramienia oraz stawu łokciowego. W okolicy stawu łokciowego do przegrody międzymięśniowej przyśrodkowej ramienia przyczepia się część włókien m. nawrotnego obłego, z którym z kolei zrasta się m.in. m. zginacz łokciowy (fotografia 11)¹²⁴. Zasympulowanie skurczu grupy przedniej mięśni przedramienia, a w szczególności tych mięśni, prowadzi do dystalnego rozciągania przegrody międzymięśniowej przyśrodkowej ramienia¹²³.



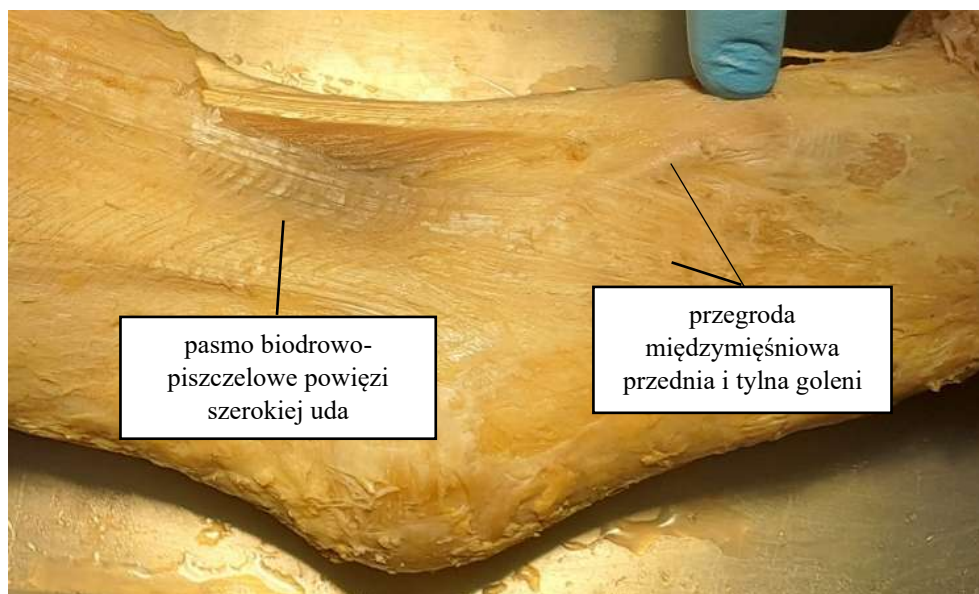
Fotografia 10. Połączenie przyczepu końcowego m. najszerzego grzbietu poprzez blaszkę włóknistą do przegrody międzymięśniowej przyśrodkowej ramienia
 Źródło: opracowanie własne przy współpracy z Katedrą Anatomii i Histologii UWM w Olsztynie



Fotografia 11. Połączenie przegrody międzymięśniowej przyśrodkowej ramienia z nadkłykiem przyśrodkowym kości ramiennej, m. nawrotnym obłym i m. łokciowym
 Źródło: opracowanie własne przy współpracy z Katedrą Anatomii i Histologii UWM w Olsztynie

Interwencja w obrębie m. najszerzego grzbietu polegała na opracowaniu kolejno m. nawrotnego obłego, m. zginacza łokciowego nadgarstka, przegrody międzymięśniowej przyśrodkowej ramienia. Następnie na zakończenie masowano m. najszerzy grzbietu. Na masaż m. nawrotnego obłego i m. zginacza łokciowego nadgarstka poświęcono 2 min. Następnie opracowywano przegrodę międzymięśniową przyśrodkową także przez 2 min. Każdorazowo wykonywano kolejno: 30 s głaskania, 30 s rozcierania, 30 s ugniatania i 30 s rolowania. Następnie przez 6 min masowano górną krawędź m. najszerzego grzbietu, poświęcając po 90 s na każdą z technik. Łączny czas interwencji wynosił 10 min. Masaż wykonano w pozycji leżenia bokiem. W trakcie opracowywania przegrody międzymięśniowej przyśrodkowej ramienia kończyna górna była nieznacznie odwiedzona i zgięta w stawie ramiennie-łopatkowym.

W przypadku masażu m. naprężacza powięzi szerokiej uda, poddano analizie współzależność między tym mięśniem a m. strzałkowym długim. Mięśnie te są połączone pośrednio poprzez pasmo biodrowo-piszczelowe powięzi szerokiej uda¹²⁵. Pasma to powstaje ze zbiegających się ekspansji mięśniowo-powięziowych, pochodzących m.in. z m. naprężacza powięzi szerokiej uda i biegnie wzdłuż bocznej strony uda w kierunku stawu kolanowego. Następnie przechodzi w powięź goleni, stanowiąc jej wzmocnienie w kierunku dobocznym¹²³. Powięź goleni tworzy przegrodę międzymięśniową przednią i tylną (fotografia 12), z której swój początek bierze część włókien mięśnia strzałkowego długiego¹²⁴. Takie ułożenie anatomiczne umożliwia przenoszenie napięć z m. strzałkowego długiego na m. naprężacz powięzi szerokiej uda poprzez struktury powięziowe.



Fotografia 12. Pasma biodrowo-piszczelowe powięzi szerokiej uda wraz z przegrodą międzymięśniową przednią i tylną goleni

Źródło: opracowanie własne przy współpracy z Katedrą Anatomii i Histologii UWM w Olsztynie

Przy masażu m. naprężacza powięzi szerokiej uda interwencję rozpoczynano od 2 min masażu mięśnia strzałkowego długiego, stosując techniki: głaskania, rozcierania, ugniatania i rolowania. Każdą z nich stosowano przez 30 s. Następnie masowano pasmo biodrowo-piszczelowe powięzi szerokiej uda według tego samego schematu. Na zakończenie wykonywano masaż m. naprężacza powięzi szerokiej uda przez 6 min, wydłużając czas trwania poszczególnych technik do 90 s.

Podczas interwencji uczestnik znajdował się w pozycji leżenia bokiem. Pomiędzy jego stawami kolanowymi umieszczano kształtkę, która niwelowała przywiedzenie w stawie biodrowym. Sam staw biodrowy, zarówno w trakcie interwencji, jak i po jej zakończeniu, pozostawał w pozycji neutralnej.

Wszystkie techniki wykonywano do momentu wyczuwalnego przez terapeutę oporu masowanych struktur anatomicznych. W trakcie interwencji nie przekraczano granicy bólu pacjenta, stosując siłę na poziomie 4 według skali opracowanej przez Tracy Walton⁶¹. Technikę ugniatania stosowano do maksymalnego rozciągnięcia mięśnia w granicach jego sprężystości. Opracowanie przegród międzymięśniowych oraz pasma biodrowo-piszczelowego powięzi szerokiej uda wykonywano opuszkami palców, przy jednoczesnym przyleganiu całej powierzchni dłoniowej ręki do

masowanej powierzchni, co umożliwiało maksymalne napięcie włókien kolagenowych⁷⁵.

3.7.2 Grupa masaż klasyczny (GMK)

U osób zakwalifikowanych do GMK aplikowano masaż klasyczny następujących mięśni: naramiennego, najszerszego grzbietu i naprężacza powięzi szerokiej uda. Interwencja w obrębie poszczególnych mięśni była odseparowana od siebie odpowiednimi pomiarami. Masaż wykonywany był w tych samych pozycjach ułożeniowych, które wykorzystano w GMT. Również rodzaj technik, ich sposób wykonania i czas trwania odwzorowywały schemat postępowania w ostatnim kroku interwencji stosowany w GMT. Oznacza to, że w obrębie każdego z mięśni wykonywano zabieg trwający 6 min, który składał się z następujących po sobie technik: głaskania, rozcierania, ugniatania i rolowania. Na wykonanie każdej z nich poświęcano 90 s.

3.7.3 Grupa kontrolna (GK)

U osób zakwalifikowanych do GK nie podejmowano żadnych działań. Uczestnicy leżeli na stole do masażu w tej samej pozycji ułożeniowej, co osoby zakwalifikowane do grup badanych. Trzykrotny pomiar w obrębie każdego z badanych mięśni został wykonany według schematu podanego w podrozdziale 3.6.

3.8 Analiza statystyczna

Do wykonania analizy statystycznej zebranych danych wykorzystano środowisko obliczeniowe R (R-4.4.1 for Windows) z zainstalowanym pakietem RStudio (Wersja: 2024.09.0+375) rozszerzonym o następujące biblioteki: dplyr, ggpubr, gtsummary, officedown, psych, rstatix, sjstats, tidyverse.

Analizę statystyczną rozpoczęto od przeskanowania danych pod kątem występowania w zbiorze braków danych, wartości odstających i ekstremalnych. W analizowanym zbiorze nie stwierdzono ich obecności. Następnie sprawdzono zgodność rozkładu zebranych danych uwzględniając podział na grupy (GMT, GMK,

GK) i momenty pomiarów (T0, T1, T2) z rozkładem normalnym za pomocą testu Shapiro Wilka oraz wyników kurtozy i skośności. Przy pomocy testu Shapiro Wilka wykazano, że w przypadku dwóch zmiennych charakteryzujących badaną grupę oraz siedmiu zmiennych opisujących analizowane właściwości mięśni rozkład odbiegał od rozkładu normalnego w sposób istotny statystycznie ($p < 0,05$). Statystycy podkreślają jednak, że testy rozkładu normalności nie są zbyt dokładne i często niedoszacowują lub przeszacowują wyniki^{126,127}. Według nich bardziej precyzyjną ocenę zgodności danych z rozkładem normalnym umożliwia analiza parametrów opisujących kształt rozkładu, czyli kurtoza i skośność. W projekcie przyjęto, że dane mają rozkład normalny, jeżeli kurtoza i skośność mają wartość bezwzględną $< |1|$. Kryterium to przyjęto jako obowiązujące, gdyż badacze udowodnili, że znaczące różnice w wynikach testów parametrycznych nie występują, dopóki kurtoza i skośność nie osiągną wartości bezwzględnej $> |1|$ ¹²⁸. Po przyjęciu tego założenia odnotowano, że dwie zmienne dotyczące charakterystyki badanych osób różniły się rozkładem od rozkładu normalnego (wiek, BMI). W przypadku zmiennych dotyczących właściwości mięśni wykazano zgodność z rozkładem normalnym.

Dane zostały zaprezentowane jako średnia i odchylenie standardowe ($M \pm SD$) w przypadku zmiennej ilościowej o rozkładzie zbliżonym do normalnego. Do opisu zmiennych ilościowych, których rozkład różnił się od rozkładu normalnego użyto mediany i rozstępu międzykwartylowego ($Me(Q1-Q3)$).

Różnice dotyczące zmiennych charakteryzujących badane grupy i właściwości mięśni przed interwencją (T0) zostały wyliczone przy użyciu jednoczynnikowej analizy wariancji ANOVA, jeśli dane miały rozkład zbliżony do normalnego i spełnione było założenie o jednorodności wariancji. W sytuacji, gdy na podstawie testu Levene'a wykazano brak jednorodności wariancji, różnice między grupami oceniano z wykorzystaniem testu Welcha. Dane niespełniające założenia o normalności rozkładu analizowano przy użyciu nieparametrycznego testu ANOVA Kruskala-Wallis'a.

Ostatnim krokiem analizy było zastosowanie testu ANOVA w schemacie mieszanym (3x3). Przed wykonaniem testu zweryfikowano kryterium normalności rozkładu danych oraz przeanalizowano ich sferyczność za pomocą testu Mauchly'ego. Kiedy dane były niesferyczne zastosowano korektę Greenhousea-Geissera. Przy użyciu testu Levene'a sprawdzono również czy międzyobiektowa zmienna niezależna (grupa)

spełniała założenie homogeniczności wariancji. W przypadku braku spełnienia tego założenia wykorzystywano korektę Tamhane'a. Głównym celem wykonania testu ANOVA było wykrycie efektu interakcji czynnika międzyobiektowego i wewnątrzobiektowego (grupa x czas). Istotny statystycznie efekt interakcji był następnie analizowany przy użyciu testów post-hoc z poprawką Bonferroniego w celu określenia prostych efektów głównych czasu (analiza wyników między poszczególnymi pomiarami w odniesieniu do każdej grupy osobno) i grupy (określenie różnic pomiędzy grupami w poszczególnych momentach pomiaru). W sytuacji niewystępowania istotnego statystycznie efektu interakcji wykonywano analizę efektu głównego czasu (porównanie rezultatów pomiędzy poszczególnymi pomiarami bez uwzględnienia czynnika grupy) i analizę efektu głównego grupy (analiza wyników uzyskanych przez każdą z grup bez wpływu czynnika czasu). Testy post hoc były przeprowadzane w przypadku, gdy efekty te były istotne statystycznie.

Jednoczesny brak występowania efektu interakcji, czasu i grupy dla danej zmiennej był podstawą do zakończenia analizy. Dla takiej zmiennej nie wykonywano porównań parami i nie dodawano wykresu.

Wielkość efektu oceniano wykorzystując cząstkowe eta kwadrat (η_p^2) w przypadku testu ANOVA. Zgodnie z zaleceniami efekt na poziomie 0,14 był uznawany za duży, na poziomie 0,06 za umiarkowany, a na poziomie 0,01 za mały. Do porównania wielkości efektów w testach post-hoc wykorzystano d Cohena (d) przyjmując $d = 0,8$ jako duży, $d = 0,5$ jako średni i $d = 0,2$ jako mały efekt¹²⁹.

Za poziom istotny statystycznie dla wszystkich wykonanych w projekcie obliczeń przyjęto $p < 0,05$. Dla ułatwienia interpretacji w tekście oprócz istotności statystycznej i wielkości efektu podawano również średnią różnicę pomiędzy wynikami (MD).

4 WYNIKI

4.1 Analiza wyników m. naramiennego

4.1.1 Zmiany właściwości kurczliwych m. naramiennego

Analizując właściwości kurczliwe m. naramiennego na początku eksperymentu (T0) nie wykazano istotnych statystycznie różnic między grupami ($p < 0,05$). Można zatem założyć, że grupy były homogeniczne przed podjęciem interwencji w obrębie m. naramiennego. Wyniki dla poszczególnych porównań zostały zaprezentowane w tabeli 10.

Tabela 10. Wartości średnie i odchylenia standardowe pomiarów tensomiograficznych m. naramiennego oraz porównanie między grupami przed interwencją

Zmienna	GMT ($n = 18$)	GMK ($n = 18$)	GK ($n = 18$)	p -value	η_p^2
Td, [ms], $M \pm SD$	18,0 $\pm$ 1,53	16,3 $\pm$ 1,76	17,0 $\pm$ 1,82	0,08	0,09
Tc, [ms], $M \pm SD$	15,4 $\pm$ 2,26	13,6 $\pm$ 2,53	13,9 $\pm$ 2,53	0,10	0,09
Ts, [ms], $M \pm SD$	102 $\pm$ 26,4	127 $\pm$ 29,0	119 $\pm$ 28,0	0,11	0,08
Tr, [ms], $M \pm SD$	65,2 $\pm$ 21,1	79,8 $\pm$ 25,7	78,9 $\pm$ 25,3	0,07	0,10
Dm, [mm], $M \pm SD$	3,19 $\pm$ 0,38	3,64 $\pm$ 0,37	3,52 $\pm$ 0,34	0,08	0,10

Skróty i oznaczenia: GMT – grupa masaż tensegracyjny, GMK – grupa masaż klasyczny, GK – grupa kontrolna, n – liczba obserwacji, M – średnia, SD – odchylenie standardowe, Td – czas opóźnienia skurczu, Tc – czas skurczu, Ts – czas utrzymywania się skurczu, Tr – czas relaksacji mięśnia, Dm – przemieszczenie mięśnia, η_p^2 – wielkość efektu (częstkowe eta kwadrat)

Dla wszystkich analizowanych zmiennych zaobserwowano istotny efekt interakcji grupy i czasu ($p < 0,05$). W związku z tym w dalszej części rozdziału skupiono się na wyjaśnieniu charakteru tego efektu i nie podjęto dalszych analiz efektu głównego czasu i efektu głównego grupy. W tabeli 11 zaprezentowano wyniki poszczególnych grup z uwzględnieniem momentów pomiaru, efektu interakcji, efektu głównego czasu i grupy dla m. naramiennego.

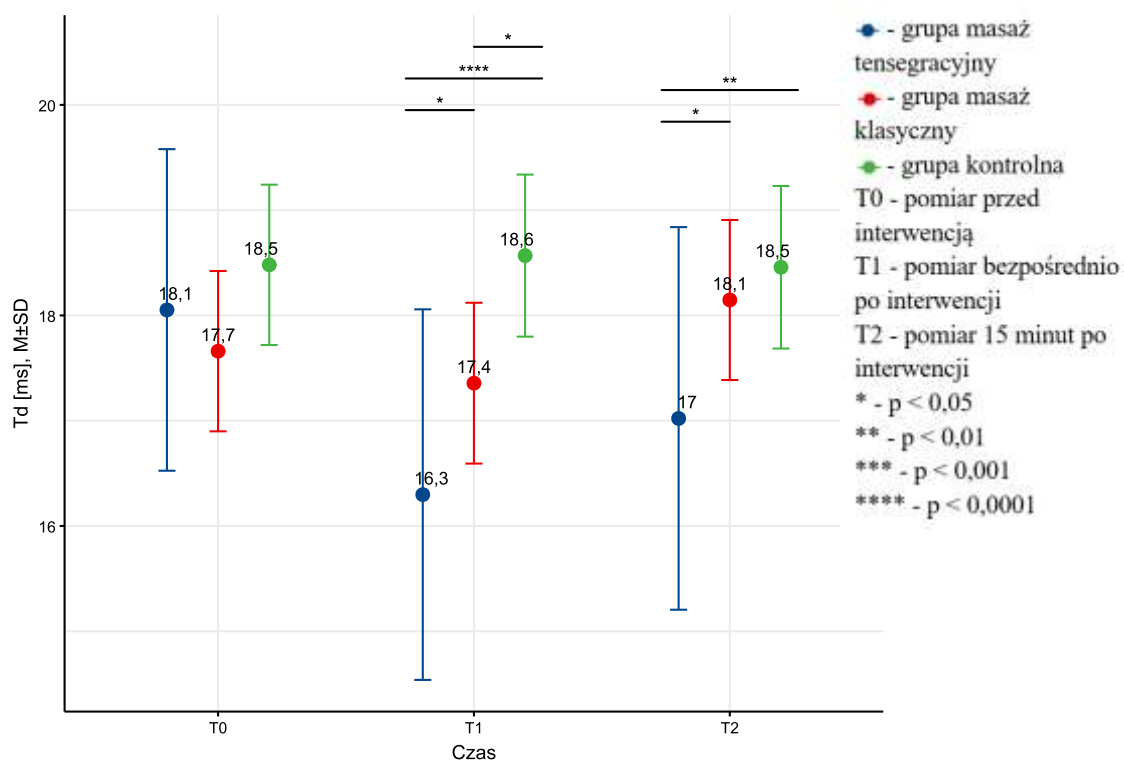
Tabela 11. Wartości średnie i odchylenia standardowe pomiarów tensomiograficznych m. naramiennego w podziale na grupy i momenty pomiarów oraz wyniki testu ANOVA

Zmienna	Grupa	Czas			ANOVA (3x3)		
		T0	T1	T2	Efekt interakcji F^I (df) p -value η_p^2	Efekt czasu F^I (df) p -value η_p^2	Efekt grupy F^I (df) p -value η_p^2
Td, [ms], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	18,1 $\pm$ 1,53	16,3 $\pm$ 1,76	17,0 $\pm$ 1,82	110(2,86)	127(1,43)	6,48 (2)
	GMK ($n = 18$)	17,7 $\pm$ 0,76	17,4 $\pm$ 0,76	18,1 $\pm$ 0,76	<0,001***	<0,001***	0,003**
	GK ($n = 18$)	18,5 $\pm$ 0,76	18,6 $\pm$ 0,77	18,5 $\pm$ 0,77	0,81	0,71	0,20
Tc, [ms], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	15,4 $\pm$ 2,26	13,6 $\pm$ 2,53	13,9 $\pm$ 2,53	12,3(3,37)	33,6 (1,69)	8,07 (2)
	GMK ($n = 18$)	16,0 $\pm$ 1,30	15,1 $\pm$ 1,28	15,5 $\pm$ 1,31	<0,001***	<0,001***	0,001**
	GK ($n = 18$)	16,6 $\pm$ 1,30	16,6 $\pm$ 1,28	16,5 $\pm$ 1,31	0,32	0,39	0,24
Ts, [ms], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	102 $\pm$ 26,4	127 $\pm$ 29,1	119 $\pm$ 28,0	25,8 (2,01)	34,1(1,00)	7,90 (2)
	GMK ($n = 18$)	92,8 $\pm$ 25,7	102 $\pm$ 27,0	94,4 $\pm$ 27,4	<0,001***	<0,001***	0,001**
	GK ($n = 18$)	83,9 $\pm$ 25,7	79,5 $\pm$ 27,0	79,7 $\pm$ 27,4	0,50	0,40	0,24
Tr, [ms], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	65,2 $\pm$ 21,1	79,9 $\pm$ 25,7	79,0 $\pm$ 25,3	31,0 (2,00)	31,6 (1,00)	9,20 (2)
	GMK ($n = 18$)	58,9 $\pm$ 12,5	64,6 $\pm$ 12,6	61,2 $\pm$ 12,6	<0,001***	<0,001***	<0,001***
	GK ($n = 18$)	52,4 $\pm$ 12,6	49,3 $\pm$ 12,6	49,2 $\pm$ 12,6	0,55	0,38	0,26
Dm, [mm], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	3,18 $\pm$ 0,38	3,64 $\pm$ 0,37	3,52 $\pm$ 0,34	5,15(3,16)	22,5 (1,58)	13,52 (2)
	GMK ($n = 18$)	3,08 $\pm$ 0,26	3,30 $\pm$ 0,29	3,16 $\pm$ 0,29	0,002**	<0,001***	<0,001***
	GK ($n = 18$)	2,95 $\pm$ 0,26	3,02 $\pm$ 0,29	2,99 $\pm$ 0,29	0,17	0,32	0,35

Skróty i oznaczenia: GMT – grupa masaż tensegracyjny, GMK – grupa masaż klasyczny, GK – grupa kontrolna, n – liczba obserwacji, M – średnia, SD – odchylenie standardowe, Td – czas opóźnienia skurczu, Tc – czas skurczu, Ts – czas utrzymywania się skurczu, Tr – czas relaksacji mięśnia, Dm – przemieszczenie mięśnia, T0 – pomiar przed interwencją, T1 – pomiar bezpośrednio po interwencji, T2 – pomiar 15 min po interwencji, F^I – wynik testu F, df – liczba stopni swobody, η_p^2 – wielkość efektu (częstkowe eta kwadrat), istotność statystyczna: * – $p < 0,05$, ** – $p < 0,01$, *** – $p < 0,001$

Analizując prosty efekt główny grupy dla czasu opóźnienia m. naramiennego zaobserwowano statystycznie istotne różnice natychmiast po zastosowaniu interwencji (T1) między GMT i GMK ($MD = 1,06$ ms, $p = 0,03$, $d = 0,78$), GMT i GK ($MD = 2,27$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,67$) oraz GMK i GK ($MD = 1,21$ ms, $p = 0,01$, $d = 1,58$). Po 15 min (T2) stwierdzono także znaczące zróżnicowanie między GMT i GMK ($MD = 1,12$ ms, $p = 0,02$, $d = 0,81$) oraz GMT i GK ($MD = 1,44$ ms, $p = 0,003$, $d = 1,03$). Na tym etapie pomiarów nie wykazano znaczących odmienności między GMK a GK ($p > 0,05$) (rycina 4).

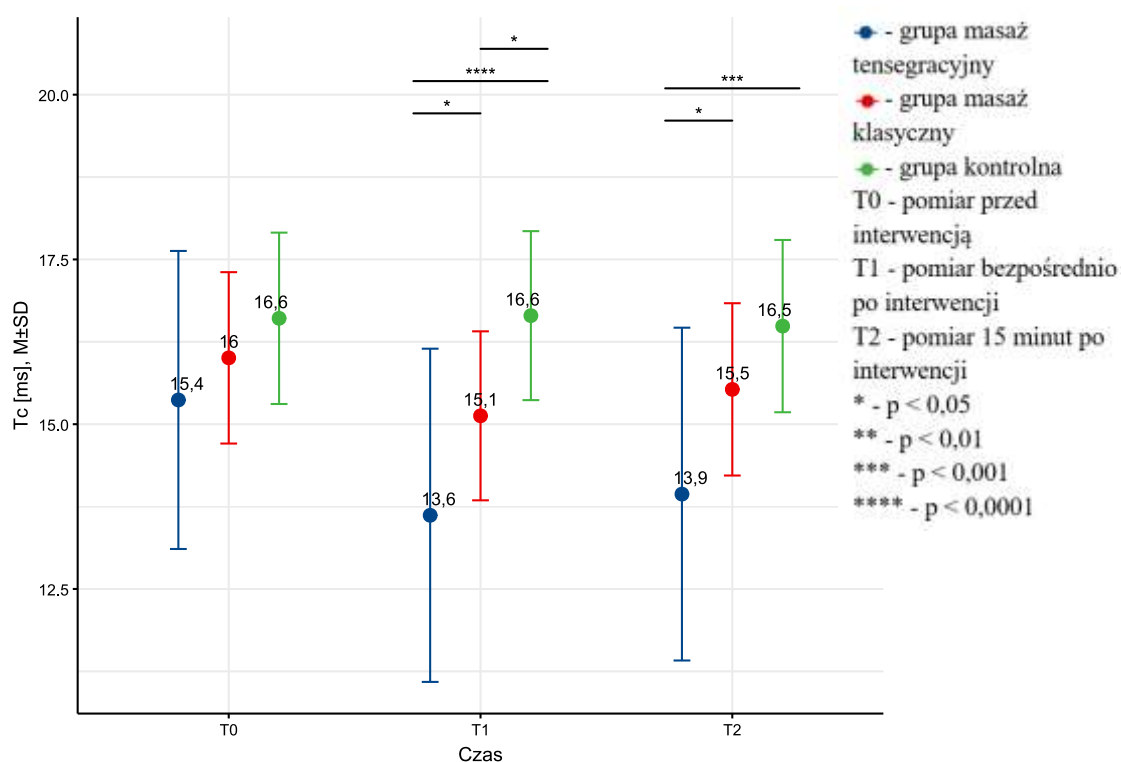
Zastosowane interwencje wpływały na czas opóźnienia m. naramiennego. Dla GMT bezpośrednio po masażu czas opóźnienia reakcji m. naramiennego ulegał redukcji ($MD = 1,75$ ms, $p < 0,001$, $d = 4,87$). Zmiana ta wygasła po 15 min, jednakże pozostawała nadal istotnie statystycznie niższa w porównaniu ze stanem wyjściowym ($MD = 1,03$ ms, $p < 0,001$, $d = 2,22$). W GMK odnotowano, że czas opóźnienia także ulegał istotnemu statystycznie skróceniu tuż po interwencji ($MD = 0,30$ ms, $p < 0,001$, $d = 3,57$). Natomiast po 15 min parametr ten wzrastał przewyższając stan wyjściowy ($MD = 0,49$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,54$). W GK nie wystąpił istotny prosty efekt główny czasu ($p > 0,05$) (rycina 4).



Rycina 4. Porównanie czasu opóźnienia (Td) m. naramiennego uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru

Porównując czas skurczu m. naramiennego wykazano istotne statystycznie różnice między grupami w pierwszym i w drugim pomiarze po masażu. W pomiarze T1 czas skurczu tego mięśnia był niższy w GMT w porównaniu z GMK ($MD = 1,51$ ms, $p = 0,04$, $d = 0,75$) i GK ($MD = 3,03$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,51$). Na etapie pomiarów T1 wyniki GMK różniły się także od GK ($MD = 1,52$ ms, $p = 0,04$, $d = 1,18$). Na podstawie analizy post-hoc w trakcie pomiaru T2 stwierdzono istotne statystycznie różnice między GMT i GMK ($MD = 1,59$ ms, $p = 0,03$, $d = 0,79$) oraz GMT i GK ($MD = 2,55$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,27$). Nie wystąpiła natomiast znacząca różnica między wynikami GMK i GK ($p > 0,05$) (rycina 5).

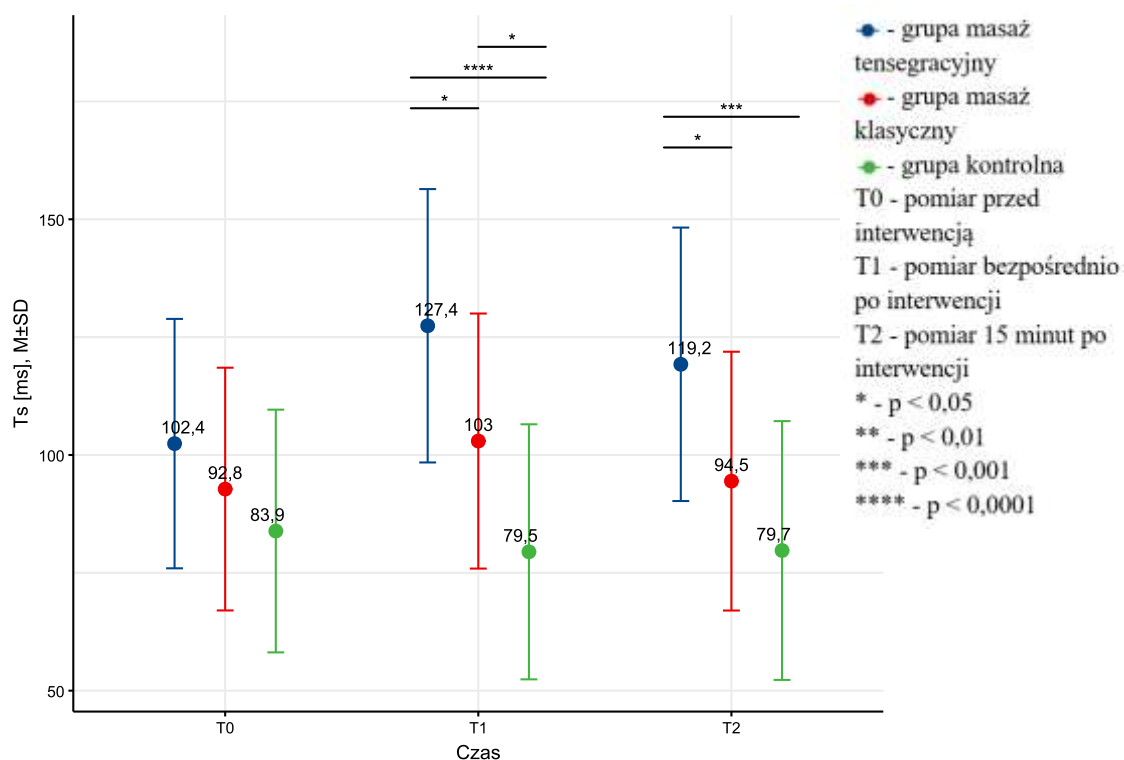
Czas skurczu uległ zmianie po zastosowaniu masażu w GMT. Po początkowym zmniejszeniu wartości tego parametru bezpośrednio po interwencji ($MD = 1,75$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,47$) wartości pozostawały na podobnym poziomie w trakcie kolejnego pomiaru ($MD = 1,43$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,21$). Zbliżone wyniki uzyskano w GMK, tzn. natychmiast po zastosowaniu interwencji zaobserwowano skrócenie czasu skurczu m. naramiennego ($MD = 0,88$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,04$) utrzymujące się do następnego pomiaru ($MD = 0,48$ ms, $p = 0,02$, $d = 1,77$). W GK nie wykryto znacznych różnic między poszczególnymi pomiarami (rycina 5).



Rycina 5. Porównanie czasu skurczu (T_c) m. naramiennego uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru

W odniesieniu do czasu utrzymywania się skurczu m. naramiennego wykazano, że parametr ten uzyskiwał większą wartość w GMT niż w GMK ($MD = 24,4$ ms, $p = 0,03$, $d = 0,87$) i GK ($MD = 47,9$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,71$) w trakcie pomiaru T1. Na tym etapie znaczące zróżnicowanie odnotowano także w porównaniu GMK z GK ($MD = 23,5$ ms, $p = 0,04$, $d = 0,87$). Po 15 min od zakończenia interwencji istotne statystycznie różnice utrzymywały się między GMT i GMK ($MD = 24,8$ ms, $p = 0,03$, $d = 0,88$) oraz między GMT i GK ($MD = 39,5$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,4$). W trakcie drugiego pomiaru po masażu (T2) nie stwierdzono znaczących różnic między GMK i GK ($p > 0,05$) (rycina 6).

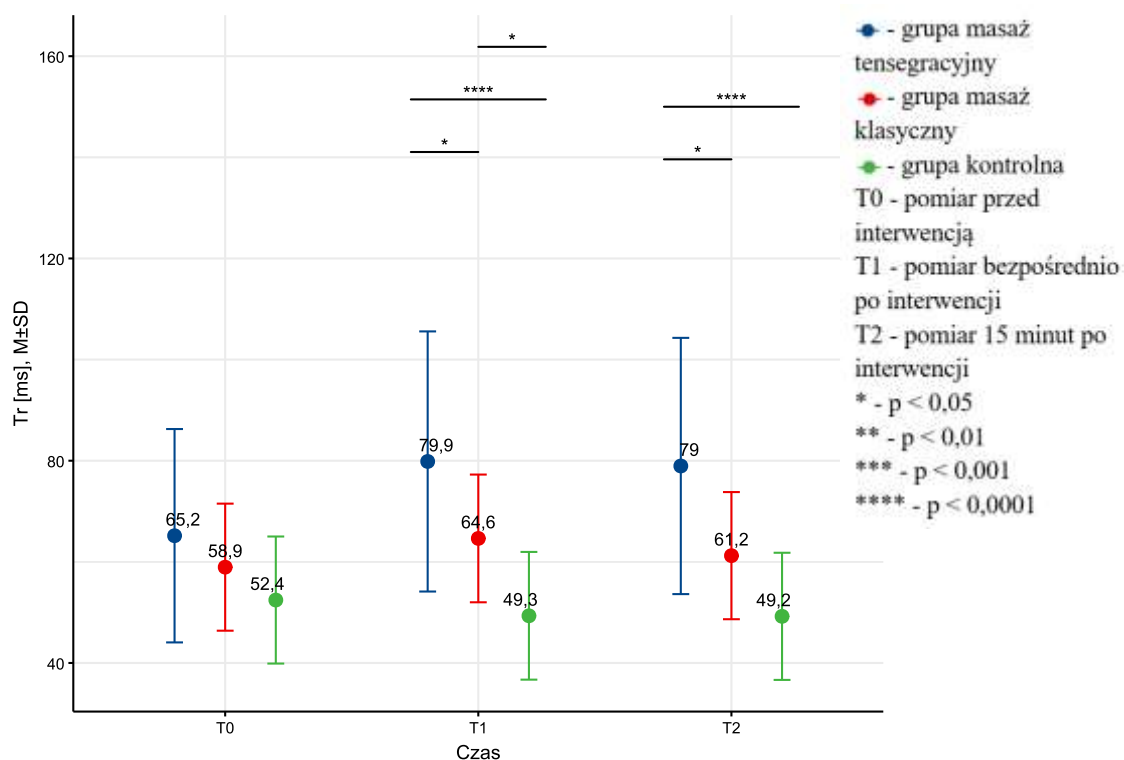
Wyniki dla poszczególnych grup zmieniały się wraz z upływem czasu. W GMT zaobserwowano zwiększenie czasu utrzymywania się skurczu analizowanego mięśnia zarówno bezpośrednio po interwencji ($MD = 24,9$ ms, $p < 0,001$, $d = 2,45$), jak i po 15 min od jej zakończenia ($MD = 16,8$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,68$). Sytuacja wyglądała odmiennie w GMK. Zauważono, że po początkowym wzroście czasu skurczu w pomiarze T1 ($MD = 10,2$ ms, $p = 0,001$, $d = 0,87$) wartość ta po 15 min powracała do poziomu zbliżonego do stanu początkowego ($p > 0,05$). Wyniki czasu utrzymywania się skurczu były względnie stałe dla GK ($p > 0,05$) (rycina 6).



Rycina 6. Porównanie czasu utrzymywania się skurczu (Ts) m. naramiennego uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru

Czas relaksacji m. naramiennego różnił się między grupami w obu pomiarach wykonanych po masażu. Po zakończeniu masażu (T1) istotne statystycznie różnice wykryto między wszystkimi porównywanymi grupami, tj. między GMT i GMK ($MD = 15,2$ ms, $p = 0,04$, $d = 0,75$), GMT i GK ($MD = 30,5$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,51$) oraz GMK i GK ($MD = 15,3$ ms, $p = 0,04$, $d = 1,21$). Po wykonaniu porównań parami wyników uzyskiwanych 15 min po interwencji wykazano znaczące różnice między GMT i GMK ($MD = 17,7$ ms, $p = 0,01$, $d = 0,89$) oraz GMT i GK ($MD = 29,7$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,49$). Natomiast różnica między GMK i GK ulegała redukcji do poziomu nieistotnego statystycznie na tym etapie pomiarów ($p > 0,05$) (rycina 7).

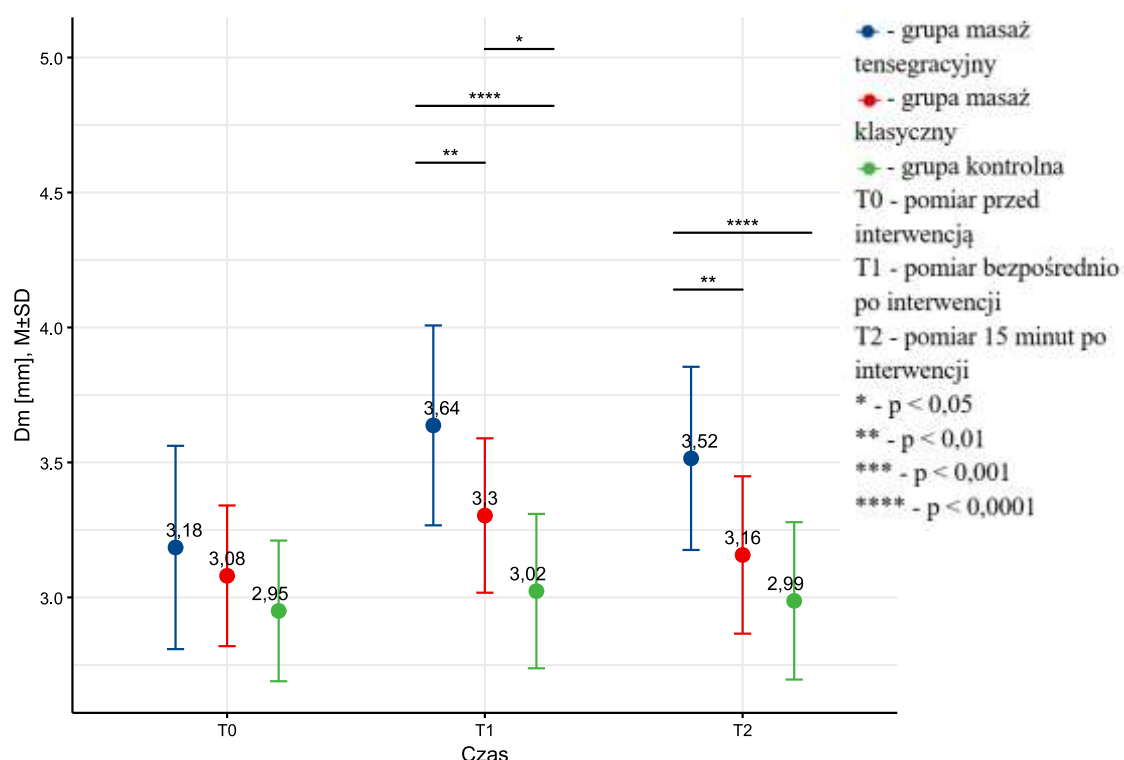
Rozpatrując zmiany między kolejnymi pomiarami osobno dla każdej z grup odnotowano wzrost czasu relaksacji m. naramiennego w GMT w pomiarze T1 w porównaniu z pomiarem przed interwencją ($MD = 14,7$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,63$). Stan ten utrzymywał się na zbliżonym poziomie do momentu kolejnego pomiaru (T2) ($MD = 13,8$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,56$). W GMK początkowo czas potrzebny na relaksację m. naramiennego ulegał wydłużeniu (T1) ($MD = 5,68$ ms, $p = 0,003$, $d = 1,06$), a następnie różnica między T0 i T2 stawała się nieistotna statystycznie ($p > 0,05$). W GK nie stwierdzono żadnych zmian ($p > 0,05$) (rycina 7).



Rycina 7. Porównanie czasu relaksacji (Tr) m. naramiennego uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru

W badaniu zanalizowano także wpływ masażu na przemieszczenie m. naramiennego. Istotne różnice między grupami zaobserwowano w pomiarach T1 i T2. Tuż po zabiegu największe przemieszczenie badanego mięśnia wykazano w GMT w porównaniu z GMK ($MD = 0,33$ mm, $p = 0,008$, $d = 1,01$) i z GK ($MD = 0,61$ mm, $p < 0,001$, $d = 1,86$). Wyniki dla GMK i GK także różniły się znacząco ($MD = 0,28$ mm, $p = 0,03$, $d = 0,98$). W pomiarze T2 różnice wystąpiły między GMT i GMK ($MD = 0,36$ mm, $p = 0,003$, $d = 1,13$) oraz GMT i GK ($MD = 0,53$ mm, $p < 0,001$, $d = 1,67$). Na tym etapie nie wykryto różnic między GMK i GK ($p > 0,05$) (rycina 8).

W GMT masaż spowodował wzrost poprzecznego przemieszczenia m. naramiennego bezpośrednio po zabiegu ($MD = 0,45$ mm, $p < 0,001$, $d = 1,46$), który utrzymywał się do czasu wykonania kolejnego pomiaru ($MD = 0,33$ mm, $p < 0,001$, $d = 1,27$). W GMK odnotowano zwiększenie przemieszczenia m. naramiennego ($MD = 0,22$ mm, $p < 0,001$, $d = 2,62$) po masażu (T1). Wartość tego parametru wracała do stanu początkowego 15 min po zabiegu ($p > 0,05$) (rycina 8).



Rycina 8. Porównanie przemieszczenia (Dm) m. naramiennego uzyskiwanego przez badane grupy w kolejnych momentach pomiaru

4.1.2 Zmiany pasywnych właściwości mechanicznych m. naramiennego

Przed wykonaniem masażu (T0) nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic ($p > 0,05$) pomiędzy poszczególnymi grupami w zakresie zmiennych opisujących pasywne właściwości mechaniczne m. naramiennego. Szczegółowe wyniki porównań zaprezentowano w tabeli 12.

Tabela 12. Wartości średnie i odchylenia standardowe pomiarów miometrycznych m. naramiennego oraz porównanie między grupami przed interwencją

Zmienna	GMT ($n = 18$)	GMK ($n = 18$)	GK ($n = 18$)	p -value	η_p^2
F, [Hz], $M \pm SD$	13,9 $\pm$ 1,34	14,3 $\pm$ 1,32	14,8 $\pm$ 1,32	0,12	0,08
S, [N/m], $M \pm SD$	255 $\pm$ 49,6	264 $\pm$ 3,41	275 $\pm$ 3,41	0,10	0,08
D, [ru], $M \pm SD$	1,23 $\pm$ 0,13	1,27 $\pm$ 0,13	1,31 $\pm$ 0,03	0,09	0,09
R, [ms], $M \pm SD$	20,9 $\pm$ 0,43	20,2 $\pm$ 2,49	19,5 $\pm$ 2,49	0,11	0,08
C, [ru], $M \pm SD$	1,29 $\pm$ 0,04	1,25 $\pm$ 0,13	1,20 $\pm$ 0,13	0,07	0,10

Skróty i oznaczenia: GMT – grupa masaż tensegracyjny, GMK – grupa masaż klasyczny, GK – grupa kontrolna, n – liczba obserwacji, M – średnia, SD – odchylenie standardowe, F – częstotliwość naturalnej oscylacji, S – sztywność, D – dekrement, R – relaksacja, C – pełzanie, η_p^2 – wielkość efektu (częstkowe eta kwadrat)

W obrębie testowanego mięśnia istotny efekt interakcji czasu i grupy wystąpił w większości analizowanych parametrów miometrycznych, z wyłączeniem pełzania. Efekt ten został scharakteryzowany na podstawie testów post-hoc. Dla pełzania nie wykazano także istotnego efektu głównego grupy i efektu głównego czasu, dlatego też nie podjęto dalszych analiz dotyczących tej zmiennej. Wyniki wykonanych pomiarów wraz z ich porównaniami zostały zamieszczone w tabeli 13.

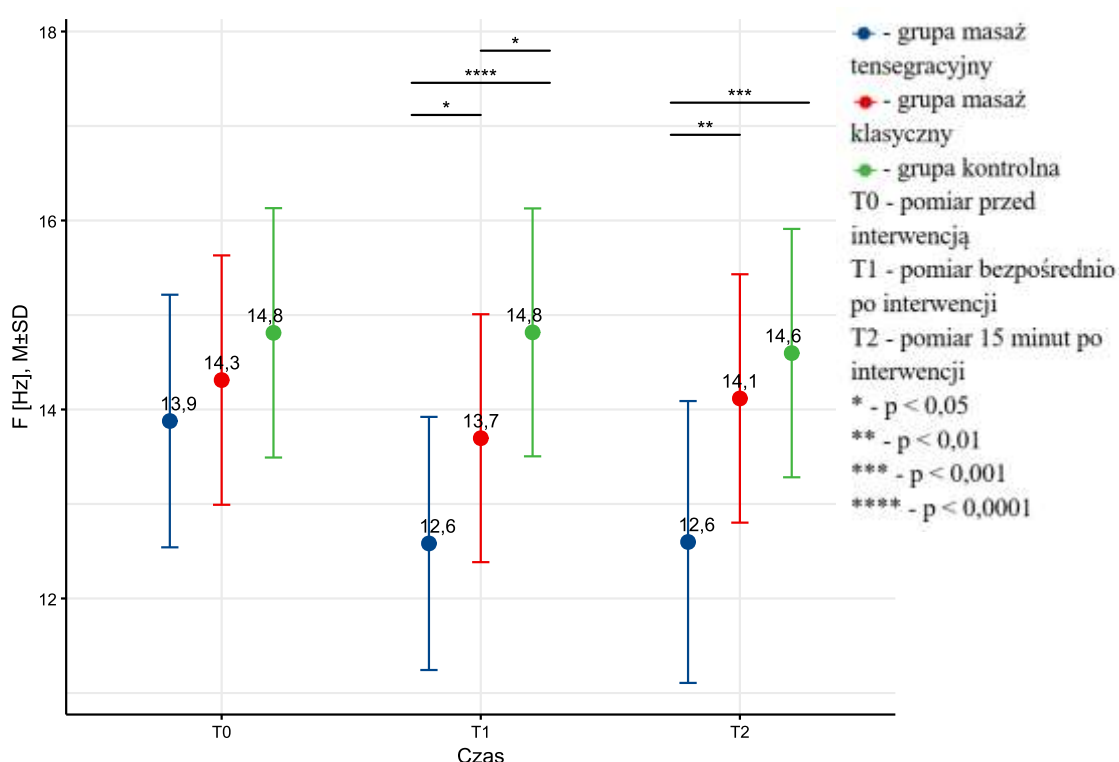
Tabela 13. Wartości średnie i odchylenia standardowe pomiarów miometrycznych m. naramiennego w podziale na grupy i momenty pomiarów oraz wyniki testu ANOVA

Zmienna Grupa		Czas			ANOVA (3x3)		
		T0	T1	T2	Efekt interakcji F^I (df) p -value η_p^2	Efekt czasu F^I (df) p -value η_p^2	Efekt grupy F^I (df) p -value η_p^2
F, [Hz], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	13,9 $\pm$ 1,34	12,6 $\pm$ 1,34	12,6 $\pm$ 1,49	18,1(2,00) <0,001*** 0,42	43,2 (1,00) <0,001*** 0,46	7,95 (2) 0,001** 0,24
	GMK ($n = 18$)	14,3 $\pm$ 1,32	13,7 $\pm$ 1,31	14,1 $\pm$ 1,31			
	GK ($n = 18$)	14,8 $\pm$ 1,32	14,8 $\pm$ 1,31	14,6 $\pm$ 1,29			
S, [N/m], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	255 $\pm$ 49,6	214 $\pm$ 55,4	228 $\pm$ 49,5	7,40 (2,48) 0,001** 0,22	36,3 (1,24) <0,001*** 0,42	9,65 (2) <0,001*** 0,275
	GMK ($n = 18$)	266 $\pm$ 3,41	243 $\pm$ 3,72	257 $\pm$ 3,41			
	GK ($n = 18$)	276 $\pm$ 3,41	270 $\pm$ 3,72	272 $\pm$ 3,43			
D, [ru], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	1,23 $\pm$ 0,13	1,06 $\pm$ 0,14	1,13 $\pm$ 0,13	7,11 (2,05) 0,002** 0,22	57,8(1,02) <0,001*** 0,53	10,23 (2) <0,001*** 0,29
	GMK ($n = 18$)	1,27 $\pm$ 0,13	1,16 $\pm$ 0,14	1,22 $\pm$ 0,13			
	GK ($n = 18$)	1,31 $\pm$ 0,03	1,26 $\pm$ 0,03	1,30 $\pm$ 0,04			
R, [ms], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	20,9 $\pm$ 0,43	23,8 $\pm$ 0,41	22,8 $\pm$ 0,59	22,3 (2,01) <0,001*** 0,47	50,4 (1,00) <0,001*** 0,50	8,67 (2) 0,001** 0,25
	GMK ($n = 18$)	20,2 $\pm$ 2,49	21,1 $\pm$ 2,46	20,6 $\pm$ 3,06			
	GK ($n = 18$)	19,5 $\pm$ 2,49	19,4 $\pm$ 2,46	19,8 $\pm$ 3,06			
C, [ru], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	1,29 $\pm$ 0,04	1,29 $\pm$ 0,06	1,28 $\pm$ 0,04	0,16(2,25) 0,87 0,01	2,34 (1,13) 0,13 0,04	2,68 (2) 0,078 0,09
	GMK ($n = 18$)	1,25 $\pm$ 0,13	1,24 $\pm$ 0,17	1,23 $\pm$ 0,17			
	GK ($n = 18$)	1,20 $\pm$ 0,13	1,19 $\pm$ 0,17	1,18 $\pm$ 0,17			

Skróty i oznaczenia: GMT – grupa masaż tensegracyjny, GMK – grupa masaż klasyczny, GK – grupa kontrolna, n – liczba obserwacji, M – średnia, SD – odchylenie standardowe, F – częstotliwość naturalnej oscylacji, S – sztywność, D – dekrement, R – relaksacja, C – pełzanie, T0 – pomiar przed interwencją, T1 – pomiar bezpośrednio po interwencji, T2 – pomiar 15 min po interwencji, F^I – wynik testu F, df – liczba stopni swobody, η_p^2 – wielkość efektu (częstkowe eta kwadrat), istotność statystyczna: * – $p < 0,05$, ** – $p < 0,01$, *** – $p < 0,001$

Na podstawie przeprowadzonych porównań częstotliwości naturalnej oscylacji m. naramiennego tuż po interwencji (T1) odnotowano różnice między analizowanymi grupami. Najniższą częstotliwość zarejestrowano w GMT w porównaniu z GMK ($MD = 1,11$ Hz, $p = 0,04$, $d = 0,84$) i z GK ($MD = 2,24$ Hz, $p < 0,001$, $d = 1,68$). Na tym etapie pomiarów wykazano także istotną statystycznie różnicę między GMK i GK ($MD = 1,12$ Hz, $p = 0,04$, $d = 0,85$). W trakcie pomiaru wykonanego 15 min po masażu zaobserwowano istotne statystycznie różnice między GMT i GMK ($MD = 1,52$ Hz, $p = 0,005$, $d = 1,08$) oraz GMT i GK ($MD = 2$ Hz, $p < 0,001$, $d = 1,42$). Wyniki GMK i GK nie różniły się znacząco w ostatnim pomiarze ($p > 0,05$) (rycina 9).

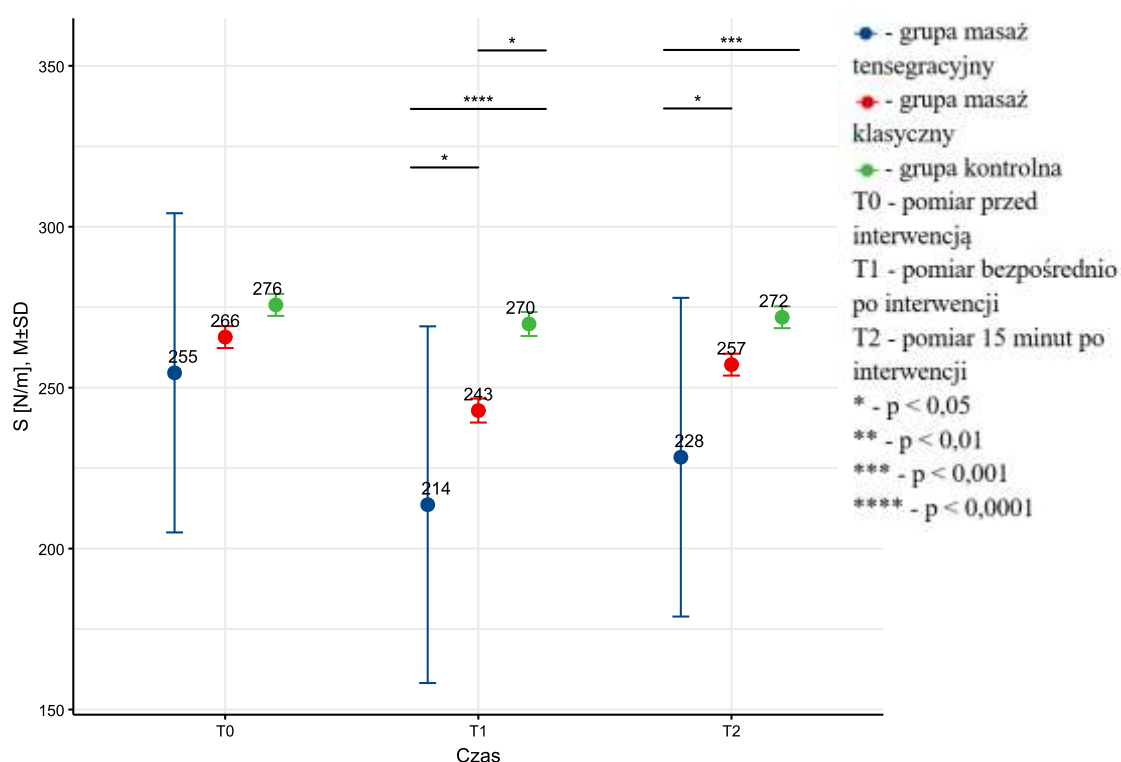
Częstotliwość naturalnej oscylacji m. naramiennego malała w GMT bezpośrednio po zabiegu ($MD = 1,3$ Hz, $p < 0,001$, $d = 2,53$). Wartość omawianego parametru utrzymywała się na podobnym poziomie w momencie pomiaru T2 i wciąż różniła się istotnie od poziomu wyjściowego ($MD = 1,28$ Hz, $p < 0,001$, $d = 3,02$). W GMK zauważono początkowy spadek częstotliwości (T1) ($MD = 0,61$ Hz, $p < 0,001$, $d = 3,98$), który po 15 min od zabiegu zanikał ($p > 0,05$). Z kolei w GK nie odnotowano istotnych statystycznie zmian ($p > 0,05$) (rycina 9).



Rycina 9. Porównanie częstotliwości naturalnej oscylacji (F) m. naramiennego uzyskiwanej przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru

Biorąc pod uwagę sztywność m. naramiennego stwierdzono istotne statystycznie różnice między grupami na etapie pomiaru T1. Sztywność badanego mięśnia była niższa w GMT w porównaniu z GMK ($MD = 29,2$ N/m, $p = 0,03$, $d = 0,74$) i z GK ($MD = 56,2$ N/m, $p < 0,001$, $d = 1,43$). Różnica między GMK i GK była mniej wyraźna ($MD = 26,9$ N/m, $p = 0,046$, $d = 0,22$). Po 15 min od zakończenia zabiegu tylko różnice między GMT i GMK ($MD = 28,7$ N/m, $p = 0,01$, $d = 0,82$) oraz GMT i GK ($MD = 43,5$ N/m, $p < 0,001$, $d = 1,24$) pozostawały istotne statystycznie (rycina 10).

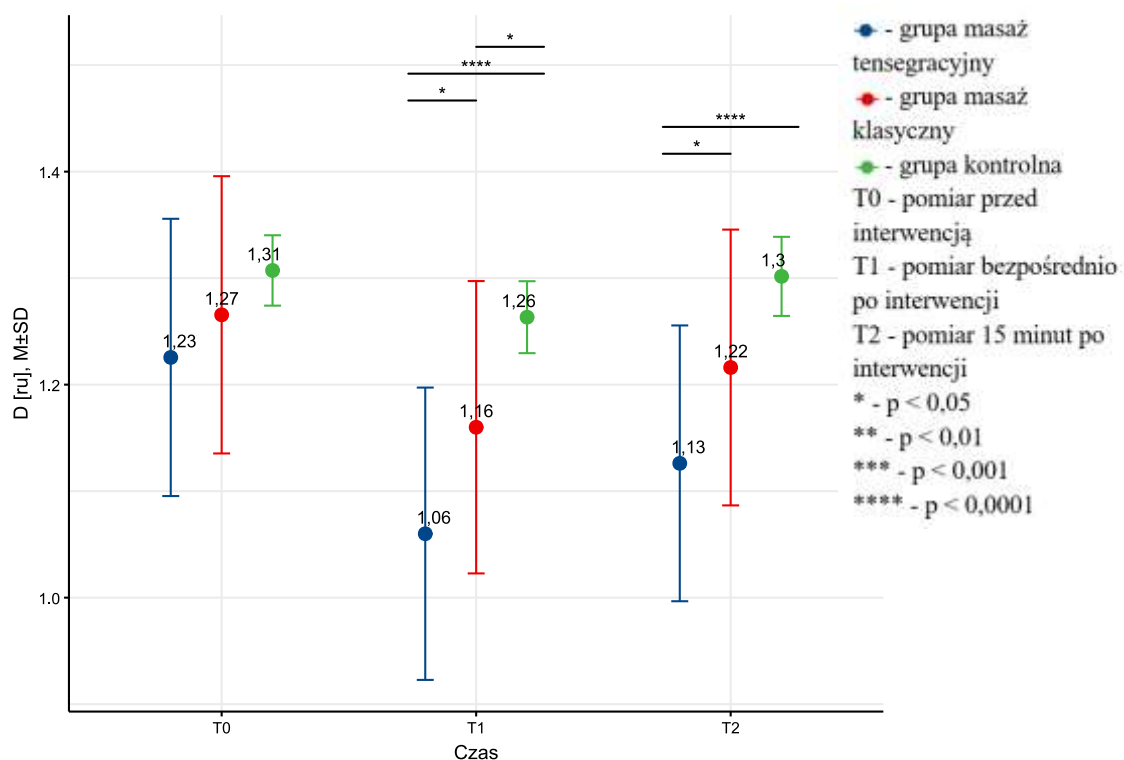
Z analizy efektu czasu wynika, że w obu grupach, w których zastosowano masaż wystąpiły zmiany między kolejnymi pomiarami. W GMT sztywność m. naramiennego malała bezpośrednio po interwencji ($MD = 41,1$ N/m, $p < 0,001$, $d = 0,91$). Redukcję sztywności badanego mięśnia względem stanu wyjściowego zarejestrowano także 15 min po zabiegu ($MD = 26,2$ N/m, $p < 0,001$, $d = 1,36$). W GMK zaobserwowano podobną tendencję. W porównaniu z T0, niższe wartości w zakresie sztywności odnotowano zarówno w pomiarze T1 ($MD = 22,8$ N/m, $p = 0,001$, $d = 1,76$), jak i w T2 ($MD = 8,57$ N/m, $p = 0,007$, $d = 4,26$). W GK natomiast nie wykryto znaczących zmian ($p > 0,05$) (rycina 10).



Rycina 10. Porównanie sztywności (S) m. naramiennego uzyskiwanej przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru

W oparciu o międzygrupowe porównania wartości dekrementu ustalono istotne statystycznie różnice w trakcie pomiaru T1 między GMT i GMK ($MD = 0,1$ ru, $p = 0,03$, $d = 0,73$), GMT i GK ($MD = 0,20$ ru, $p < 0,001$, $d = 2,03$) oraz GMK i GK ($MD = 0,1$ ru, $p = 0,03$, $d = 1,03$). Po 15 min od zakończenia zabiegu istotne statystycznie różnice stwierdzono między GMT i GK ($MD = 0,18$ ru, $p < 0,001$, $d = 1,84$) oraz między GMT i GMK ($MD = 0,09$ ru, $p = 0,047$, $d = 0,69$). Zestawiając dane z pomiaru T2 dla GMK i GK nie wykryto istotnych różnic ($p > 0,05$) (rycina 11).

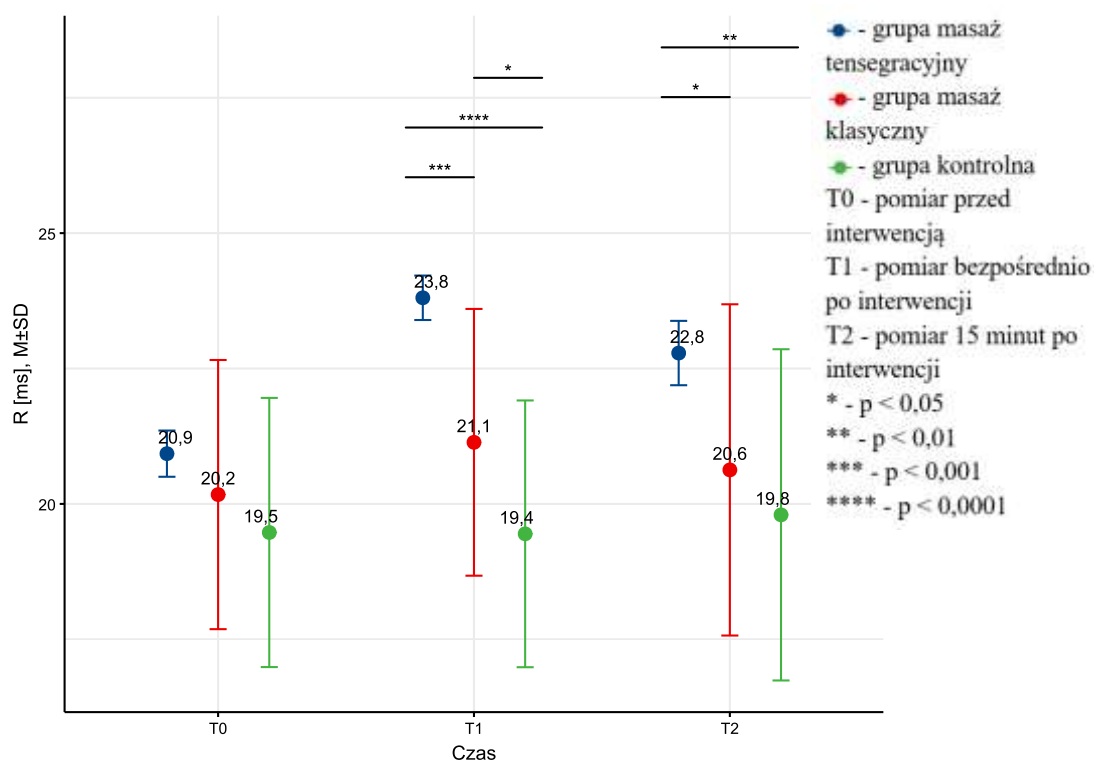
Wyniki pomiarów dekrementu m. naramiennego zmieniały się w czasie w obu grupach poddanych interwencji. W GMT wykazano znaczącą redukcję analizowanej zmiennej porównując dane zarejestrowane po skończonym masażu ze stanem wyjściowym ($MD = 0,17$ ru, $p < 0,001$, $d = 1,56$). Po 15 min zaobserwowano stopniowe zanikanie tej zmiany, jednakże pozostawała ona nadal istotnie różna od wyniku zarejestrowanego na początku badania. Zmniejszenie wartości dekrementu zauważono także w GMK. Bezpośrednio po zakończeniu interwencji wykazano w tej grupie istotną statystycznie różnicę między pomiarami T0 i T1 ($MD = 0,11$ ru, $p < 0,001$, $d = 0,99$) oraz T0 i T2 ($MD = 0,05$, $p < 0,001$, $d = 2,09$). W GK nie zarejestrowano znaczących zmian ($p > 0,05$) (rycina 11).



Rycina 11. Porównanie dekrementu (D) m. naramiennego uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru

Dla relaksacji m. naramiennego zarejestrowano znacząco odmienne wartości w trakcie obu pomiarów po interwencji dla poszczególnych grup. W trakcie pomiaru T1 różnice wystąpiły między GMT i GMK ($MD = 2,67$ ms, $p = 0,001$, $d = 1,51$), GMT i GK ($MD = 4,36$ ms, $p < 0,001$, $d = 2,47$) oraz GMK i GK ($MD = 1,69$, $p = 0,048$, $d = 0,67$). Na etapie pomiaru T2 uzyskano wyniki w GMT różniące się w sposób istotny statystycznie od GMK ($MD = 2,16$ ms, $p = 0,04$, $d = 0,98$) i od GK ($MD = 2,99$ ms, $p = 0,002$, $d = 1,36$). Nie odnotowano znaczącej różnicy między GMK i GK ($p > 0,05$) (rycina 12).

Zmiany relaksacji m. naramiennego w poszczególnych pomiarach wykazano dla GMT i GMK. W przypadku pierwszej grupy wzrost wartości tego parametru wystąpił bezpośrednio po masażu ($MD = 2,88$ ms, $p < 0,001$, $d = 3,82$) i utrzymywał się do czasu kolejnego pomiaru ($MD = 1,86$ ms, $p < 0,001$, $d = 4,13$). W GMK wartość relaksacji zwiększała się po zabiegu ($MD = 0,96$ ms, $p < 0,001$, $d = 2,08$), a następnie wracała do stanu początkowego ($p > 0,05$). Czas nie wpływał na relaksację m. naramiennego w GK ($p > 0,05$) (rycina 12).



Rycina 12. Porównanie relaksacji (R) m. naramiennego uzyskiwanej przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru

4.2 Analiza wyników m. najszerzego grzbietu

4.2.1 Zmiany właściwości kurczliwych m. najszerzego grzbietu

Analizując dane w poszczególnych grupach zebrane przed interwencją (T0) dotyczące właściwości kurczliwych m. najszerzego grzbietu nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic. Można więc założyć, że grupy przed wykonaniem interwencji były homogeniczne. Wartości osiągnięte przed masażem przez uczestników badania z uwzględnieniem podziału na grupy umieszczono w tabeli 14.

Tabela 14. Wartości średnie i odchylenia standardowe pomiarów tensomiograficznych m. najszerzego grzbietu oraz porównanie między grupami przed interwencją

Zmienna	GMT (<i>n</i> = 18)	GMK <i>n</i> = 18)	GK (<i>n</i> = 18)	<i>p</i> -value	η^2
Td, [ms], <i>M</i> ± <i>SD</i>	20,6±1,95	21,4±2,22	22,2±2,22	0,08	0,09
Tc, [ms], <i>M</i> ± <i>SD</i>	36,3±2,35	37,9±4,83	39,4±4,83	0,10	0,09
Ts, [ms], <i>M</i> ± <i>SD</i>	127±12,8	120±28,3	111±12,8	0,06	0,11
Tr, [ms], <i>M</i> ± <i>SD</i>	81,5±18,9	79,5±18,9	74,7±2,27	0,41	0,03
Dm, [mm], <i>M</i> ± <i>SD</i>	8,80±0,53	8,46±1,44	8,16±1,44	0,30	0,05

Skróty i oznaczenia: GMT – grupa masaż tensegracyjny, GMK – grupa masaż klasyczny, GK – grupa kontrolna, *n* – liczba obserwacji, *M* – średnia, *SD* – odchylenie standardowe, Td – czas opóźnienia skurczu, Tc – czas skurczu, Ts – czas utrzymywania się skurczu, Tr – czas relaksacji mięśnia, Dm – przemieszczenie mięśnia, η^2 – wielkość efektu (częstkowe eta kwadrat)

Dla czasu opóźnienia skurczu, czasu utrzymywania się skurczu, czasu relaksacji i przemieszczenia m. najszerzego grzbietu zaobserwowano istotny efekt interakcji ($p < 0,05$). Został on wyjaśniony przy użyciu testów post-hoc wykonanych dla prostego efektu głównego czasu i grupy. W odniesieniu do czasu skurczu testowanego mięśnia nie wykazano efektu interakcji. W przypadku tej zmiennej odnotowano natomiast istotny efekt główny czasu. Dane zebrane w każdej z grup w kolejnych pomiarach zamieszczono w tabeli 15.

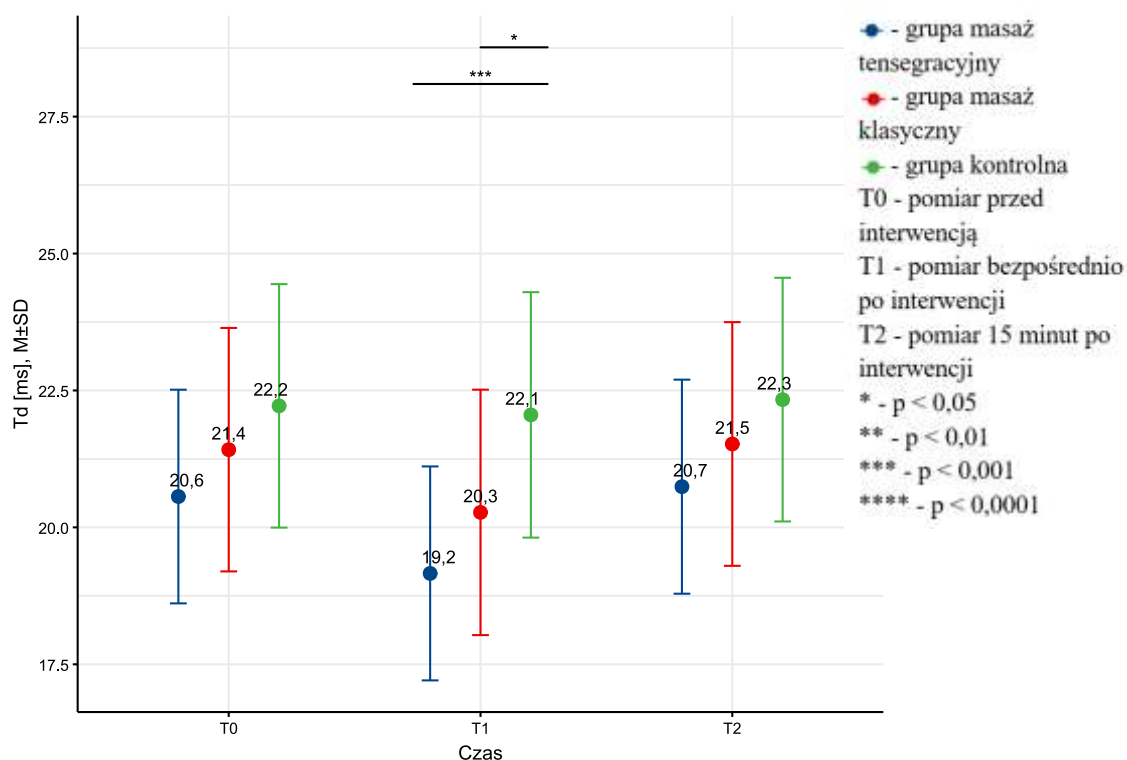
Tabela 15. Wartości średnie i odchylenia standardowe pomiarów tensiograficznych m. najszerzego grzbietu w podziale na grupy i momenty pomiarów oraz wyniki testu ANOVA

Zmienna	Grupa	Czas			ANOVA (3x3)		
		T0	T1	T2	Efekt interakcji F^I (df) p -value η_p^2	Efekt czasu F^I (df) p -value η_p^2	Efekt grupy F^I (df) p -value η_p^2
Td, [ms], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	20,6 $\pm$ 1,95	19,2 $\pm$ 1,95	20,7 $\pm$ 1,95	17,1 (3,21)	110 (1,60)	4,22 (2)
	GMK ($n = 18$)	21,4 $\pm$ 2,22	20,3 $\pm$ 2,24	21,5 $\pm$ 2,23	<0,001***	<0,001***	0,02*
	GK ($n = 18$)	22,2 $\pm$ 2,22	22,0 $\pm$ 2,24	22,3 $\pm$ 2,23	0,40	0,68	0,14
Tc, [ms], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	36,3 $\pm$ 2,35	31,5 $\pm$ 4,71	32,0 $\pm$ 4,84	2,67 (2,31)	27,8 (1,15)	2,89 (2)
	GMK ($n = 18$)	37,9 $\pm$ 4,83	34,6 $\pm$ 2,36	35,7 $\pm$ 2,37	0,07	<0,001***	0,06
	GK ($n = 18$)	39,4 $\pm$ 4,83	37,7 $\pm$ 2,34	38,2 $\pm$ 2,35	0,09	0,35	0,1
Ts, [ms], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	127 $\pm$ 12,8	151 $\pm$ 12,5	122 $\pm$ 12,8	6,05 (2,77)	33,2 (1,38)	8,87 (2)
	GMK ($n = 18$)	121 $\pm$ 28,3	137 $\pm$ 29,4	119 $\pm$ 12,7	0,001**	<0,001***	<0,001***
	GK ($n = 18$)	111 $\pm$ 12,8	115 $\pm$ 12,5	112 $\pm$ 12,8	0,19	0,39	0,26
Tr, [ms], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	81,5 $\pm$ 18,9	98,7 $\pm$ 19,5	86,6 $\pm$ 19,0	19,9 (3,29)	102 (1,64)	3,15 (2)
	GMK ($n = 18$)	79,5 $\pm$ 18,7	90,7 $\pm$ 19,4	83,4 $\pm$ 19,1	<0,001***	<0,001***	0,051
	GK ($n = 18$)	74,7 $\pm$ 2,27	77,1 $\pm$ 3,76	77,0 $\pm$ 2,45	0,44	0,67	0,11
Dm, [mm], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	8,80 $\pm$ 0,53	10,3 $\pm$ 0,59	9,30 $\pm$ 0,60	4,22 (2,76)	37,6 (1,38)	3,94 (2)
	GMK ($n = 18$)	8,46 $\pm$ 1,44	9,70 $\pm$ 1,62	8,83 $\pm$ 1,41	0,01*	<0,001***	0,026*
	GK ($n = 18$)	8,16 $\pm$ 1,44	8,55 $\pm$ 1,62	8,42 $\pm$ 1,41	0,14	0,42	0,13

Skróty i oznaczenia: GMT – grupa masaż tensegracyjny, GMK – grupa masaż klasyczny, GK – grupa kontrolna, n – liczba obserwacji, M – średnia, SD – odchylenie standardowe, Td – czas opóźnienia skurczu, Tc – czas skurczu, Ts – czas utrzymywania się skurczu, Tr – czas relaksacji mięśnia, Dm – przemieszczenie mięśnia, T0 – pomiar przed interwencją, T1 – pomiar bezpośrednio po interwencji, T2 – pomiar 15 min po interwencji, F^I – wynik testu F, df – liczba stopni swobody, η_p^2 – wielkość efektu (częstkowe eta kwadrat), istotność statystyczna: * – $p < 0,05$, ** – $p < 0,01$, *** – $p < 0,001$, **** – $p < 0,0001$

Dla czasu opóźnienia skurczu m. najszerzego grzbietu w trakcie pomiaru T1 zauważono istotne statystycznie różnice między GMT i GK ($MD = 2,89$ ms, $p = 0,001$, $d = 1,38$), a także między GMK i GK ($MD = 1,78$ ms, $p = 0,049$, $d = 0,79$). Należy jednak zaznaczyć, że oszacowany wynik porównania GMK i GK był zbliżony do wartości przyjętej w projekcie jako próg istotności statystycznej. Porównując rezultaty grup, w których aplikowano masaż nie wykazano istotnych różnic ($p > 0,05$). Po 15 min od zakończenia interwencji efekt uzyskany w wyniku masażu zanikał, tzn. nie występowały żadne różnice między grupami ($p > 0,05$) (rycina 13).

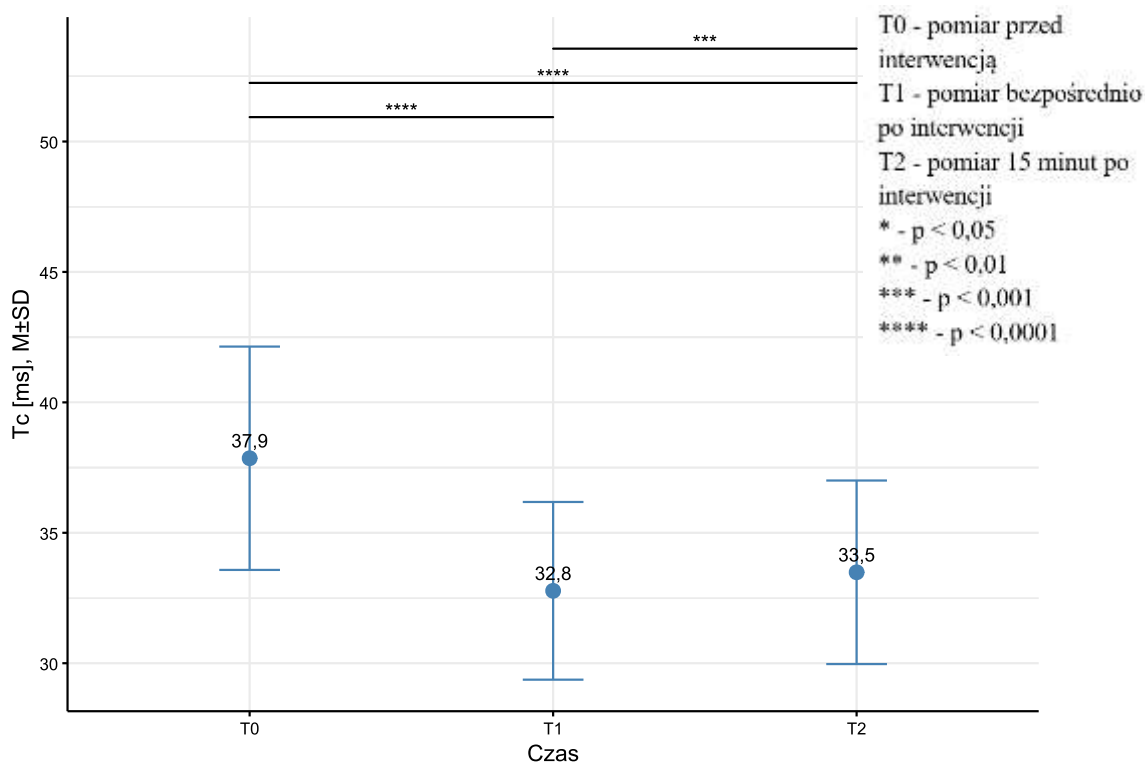
Istotny prosty efekt główny czasu został zaobserwowany jedynie natychmiast po zastosowaniu masażu zarówno w GMT ($MD = 1,40$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,64$), jak i GMK ($MD = 1,14$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,99$). W wyniku porównań danych zebranych w punkcie startowym (T0) a pomiarem wykonanym 15 min po interwencji (T2) nie stwierdzono zmian w żadnej z grup ($p > 0,05$) (rycina 13).



Rycina 13. Porównanie czasu opóźnienia (Td) m. najszerzego grzbietu uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru

Analizując czas skurczu m. najszerzego grzbietu nie odnotowano istotnego statystycznie efektu interakcji i grupy. Różnice zaobserwowano jedynie między

kolejnymi pomiarami niezależnie od podziału na grupy. Na podstawie porównań post-hoc, wyjaśniających istotę efektu głównego czasu, stwierdzono ogólny spadek wartości czasu skurczu tuż po interwencji ($MD = 5,08$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,24$), który zanikał w momencie pomiaru T2 ($MD = 4,37$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,09$) (rycina 14).

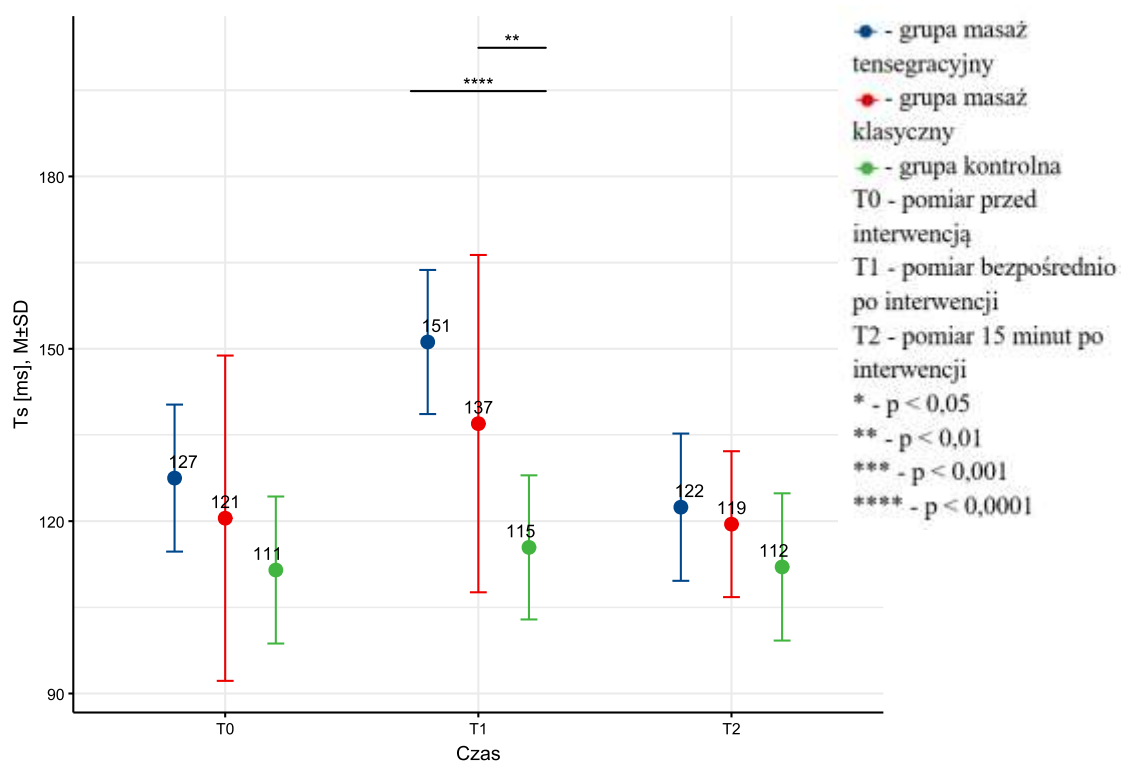


Rycina 14. Porównanie czasu skurczu (T_c) m. najszerzego grzbietu w kolejnych momentach pomiaru

Biorąc pod uwagę czas utrzymywania się skurczu m. najszerzego grzbietu najwyższą wartość odnotowano w GMT bezpośrednio po masażu. W tym momencie pomiaru zróżnicowanie wartości analizowanego parametru zarejestrowano między GMT i GK ($MD = 35,7$ ms, $p < 0,001$, $d = 2,85$) oraz GMK i GK ($MD = 21,5$ ms, $p = 0,006$, $d = 0,95$). Obie grupy, w których aplikowano masaż, nie różniły się między sobą w sposób istotny statystycznie ($p > 0,05$). Po 15 min od interwencji nie występowały żadne znaczące odmienności między grupami ($p > 0,05$) (rycina 15).

W GMT zaobserwowano skrócenie czasu utrzymywania się skurczu analizowanego mięśnia natychmiast po interwencji ($MD = 23,7$ ms, $p < 0,001$, $d = 3,02$), a następnie po 15 min jego wydłużenie niemalże do stanu wyjściowego ($p > 0,05$). Podobną tendencję zauważono w GMK, w której wykazano istotną

statystycznie różnicę między T0 i T1 ($MD = 16,5$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,34$) oraz brak różnic między T0 i T2 ($p > 0,05$). W GK nie wystąpiły żadne znaczące zmiany analizowanego parametru ($p > 0,05$) (rycina 15).

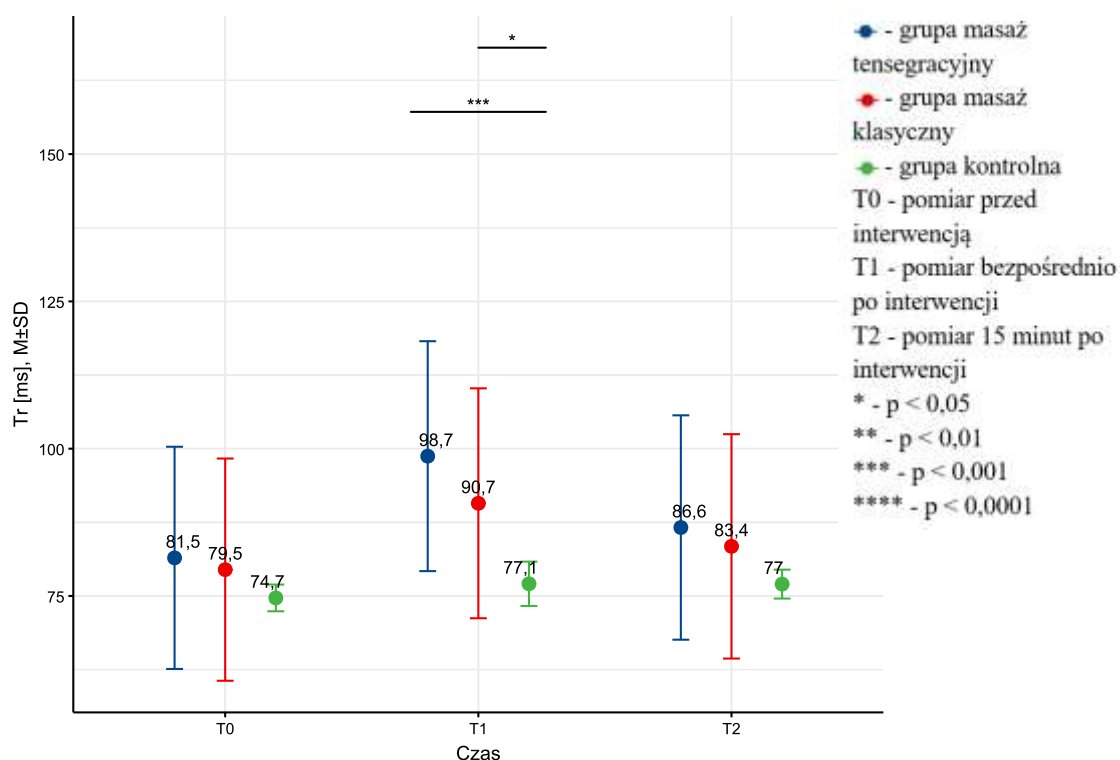


Rycina 15. Porównanie czasu utrzymywania się skurczu (T_s) m. najszerzego grzbietu uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru

Czas relaksacji m. najszerzego grzbietu mierzony niezwłocznie po zakończonej interwencji różnił się między grupami. Najwyższą wartość uzyskiwały osoby zakwalifikowane do GMT, różniąc się w sposób istotny statystycznie od GK ($MD = 21,7$ ms, $p = 0,001$, $d = 1,54$). Znaczące różnice zaobserwowano również w porównaniu GMK z GK ($MD = 13,7$ ms, $p = 0,04$, $d = 0,97$). Pomiary dla GMT i GMK miały zbliżone wartości ($p > 0,05$). W pomiarze T2 nie występowało zróżnicowanie międzygrupowe ($p > 0,05$) (rycina 16).

W GMT odnotowano wzrost czasu relaksacji m. najszerzego grzbietu bezpośrednio po masażu ($MD = 17,2$ ms, $p < 0,001$, $d = 2,21$), który utrzymywał się do momentu wykonania kolejnego pomiaru ($MD = 5,15$ ms, $p < 0,001$, $d = 0,97$). Wielkość efektu natomiast widocznie obniżyła się podczas pomiaru T2. Podobne zmiany wartości czasu relaksacji wykazano w GMK. Parametr ten w pomiarze T1 był wyższy

($MD = 11,2$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,44$), a następnie zmniejszał się (T2), utrzymując się jednak stale na znacznie wyższym poziomie w stosunku do T0 ($MD = 3,95$, $p = 0,001$, $d = 0,74$). U osób zakwalifikowanych do GK nie obserwowano zmian czasu relaksacji mających znaczenie statystyczne ($p > 0,05$) (rycina 16).

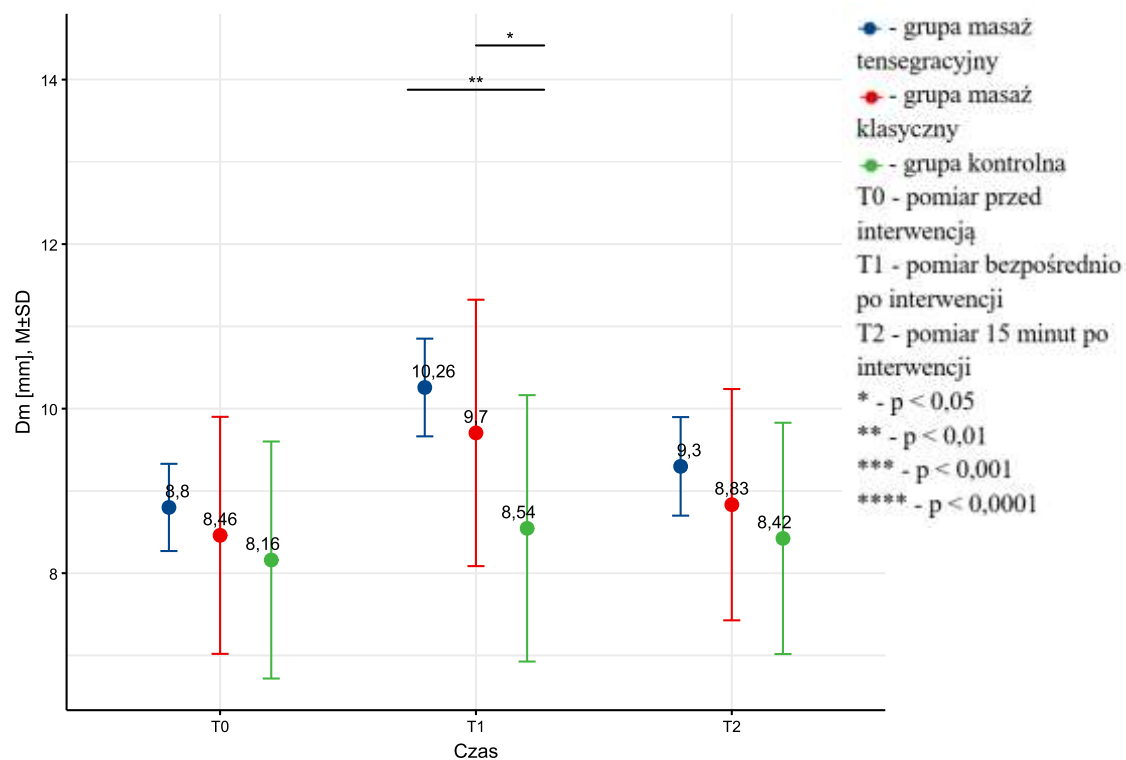


Rycina 16. Porównanie czasu relaksacji (Tr) m. najszerzego grzbietu uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru

Bezpośrednio po zakończeniu interwencji zaobserwowano, że grupy, w których zaaplikowano masaż osiągały podobne wartości przemieszczenia m. najszerzego grzbietu ($p > 0,05$). W tym momencie pomiaru stwierdzono istotne statystycznie różnicowanie między GMT i GK ($MD = 1,71$ mm, $p = 0,001$, $d = 1,40$) oraz GMK i GK ($MD = 1,16$ mm, $p = 0,04$, $d = 0,72$). W kolejnym pomiarze (T2) wyniki analizowanych grup nie różniły się znacząco między sobą ($p > 0,05$) (rycina 17).

Zastosowane interwencje spowodowały wzrost przemieszczenia m. najszerzego grzbietu zarówno w GMT ($MD = 1,46$ mm, $p < 0,001$, $d = 3,32$), jak i w GMK ($MD = 1,24$ mm, $p < 0,001$, $d = 1,07$) w porównaniu ze stanem wyjściowym (T0). Zmiana ta uległa jednak szybkiemu zanikowi i była nieistotna statystycznie 15 min po

zakończeniu sesji w obu grupach poddanych interwencji ($p > 0,05$). W GK nie wykryto istotnych statystycznie zmian przemieszczenia m. najszerzego grzbietu ($p > 0,05$) (rycina 17).



Rycina 17. Porównanie przemieszczenia (Dm) m. najszerzego grzbietu uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru

4.2.2 Zmiany pasywnych właściwości mechanicznych m. najszerszego grzbietu

Analizowane parametry miometryczne charakteryzujące pasywne właściwości mechaniczne m. najszerszego grzbietu nie różniły się między grupami w sposób istotny statystycznie w pierwszym pomiarze ($p > 0,05$). Ich wartości i porównania zostały zaprezentowane w tabeli 16.

Tabela 16. Wartości średnie i odchylenia standardowe pomiarów miometrycznych m. najszerszego grzbietu oraz porównanie między grupami przed interwencją

Zmienna	GMT ($n = 18$)	GMK ($n = 18$)	GK ($n = 18$)	p -value	η_p^2
F, [Hz], $M \pm SD$	12,09 $\pm$ 0,69	12,2 $\pm$ 1,05	12,5 $\pm$ 1,05	0,49	0,03
S, [N/m], $M \pm SD$	168 $\pm$ 4,97	174 $\pm$ 26,5	176 $\pm$ 26,5	0,50	0,03
D, [ru], $M \pm SD$	1,34 $\pm$ 0,15	1,24 $\pm$ 0,18	1,33 $\pm$ 0,18	0,12	0,08
R, [ms], $M \pm SD$	21,5 $\pm$ 1,24	20,6 $\pm$ 3,02	19,6 $\pm$ 3,02	0,10	0,09
C, [ru], $M \pm SD$	1,10 $\pm$ 0,06	1,19 $\pm$ 0,18	1,11 $\pm$ 0,05	0,07	0,12

Skróty i oznaczenia: GMT – grupa masaż tensegracyjny, GK – grupa kontrolna, GMK – grupa masaż klasyczny, n – liczba obserwacji, M – średnia, SD – odchylenie standardowe, F – częstotliwość naturalnej oscylacji, S – sztywność, D – dekrement, R – relaksacja, C – pełzanie, η_p^2 – wielkość efektu (częstkowe eta kwadrat)

W przypadku m. najszerszego grzbietu istotny efekt interakcji czasu i grupy zaobserwowano w częstotliwości naturalnej oscylacji i sztywności. Zmienne te wyjaśniono szczegółowo uwzględniając prosty efekt główny czasu i grupy. Istotny efekt główny czasu zarejestrowano w dekremencie, relaksacji i pełzaniu badanego mięśnia. Jego charakter opisano także przy użyciu testów post-hoc. Kolejne pomiary i ich porównania zaprezentowano w tabeli 17.

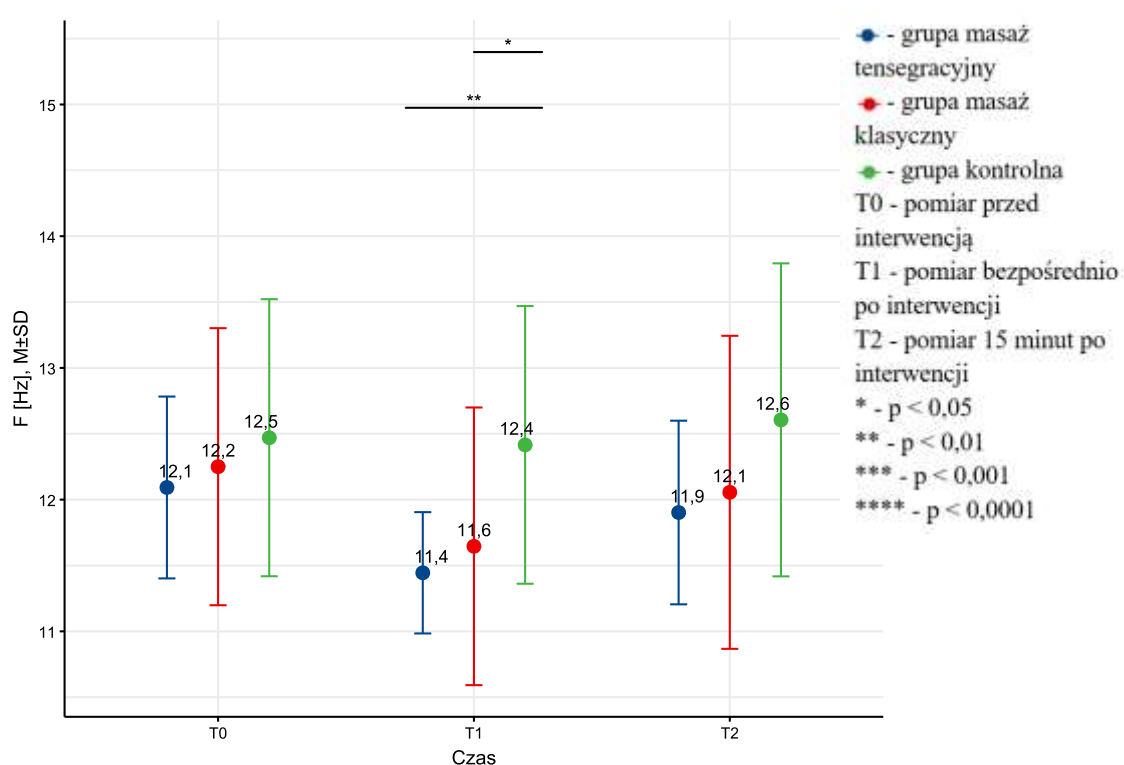
Tabela 17. Wartości średnie i odchylenia standardowe pomiarów miometrycznych m. najszerzego grzbietu w podziale na grupy i momenty pomiarów oraz wyniki testu ANOVA

Zmienna	Grupa	Czas			ANOVA (3x3)		
		T0	T1	T2	Efekt interakcji F^I (df) p -value η_p^2	Efekt czasu F^I (df) p -value η_p^2	Efekt grupy F^I (df) p -value η_p^2
F, [Hz], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	12,1 $\pm$ 0,69	11,4 $\pm$ 0,46	11,9 $\pm$ 0,70	9,10 (3,01)	52,9 (1,51)	2,53 (2)
	GMK ($n = 18$)	12,2 $\pm$ 1,05	11,6 $\pm$ 1,05	12,1 $\pm$ 1,19	<0,001***	<0,001***	0,089
	GK ($n = 18$)	12,5 $\pm$ 1,05	12,4 $\pm$ 1,05	12,6 $\pm$ 1,19	0,26	0,51	0,09
S, [N/m], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	169 $\pm$ 4,97	151 $\pm$ 5,19	164 $\pm$ 4,95	30,8 (2,26)	127 (1,13)	2,20 (2)
	GMK ($n = 18$)	175 $\pm$ 26,3	158 $\pm$ 26,4	172 $\pm$ 23,5	<0,001***	<0,001***	0,122
	GK ($n = 18$)	177 $\pm$ 26,2	176 $\pm$ 26,5	175 $\pm$ 23,6	0,55	0,71	0,08
D, [ru], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	1,34 $\pm$ 0,15	1,21 $\pm$ 0,13	1,34 $\pm$ 0,15	2,72(2,02)	38,1(1,01)	2,52 (2)
	GMK ($n = 18$)	1,24 $\pm$ 0,18	1,16 $\pm$ 0,14	1,23 $\pm$ 0,18	0,07	<0,001***	0,090
	GK ($n = 18$)	1,33 $\pm$ 0,18	1,27 $\pm$ 0,14	1,33 $\pm$ 0,18	0,10	0,43	0,09
R, [ms], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	21,5 $\pm$ 1,24	22,8 $\pm$ 1,34	21,5 $\pm$ 1,24	0,77 (2,00)	27,9 (1,00)	2,61 (2)
	GMK ($n = 18$)	20,6 $\pm$ 3,02	22,0 $\pm$ 2,08	20,5 $\pm$ 3,02	0,47	<0,001***	0,083
	GK ($n = 18$)	19,6 $\pm$ 3,02	20,4 $\pm$ 2,08	19,6 $\pm$ 3,02	0,03	0,35	0,09
C, [ru], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	1,10 $\pm$ 0,06	1,15 $\pm$ 0,07	1,11 $\pm$ 0,06	1,35 (2,31)	7,64 (1,16)	2,93 (2)
	GMK ($n = 18$)	1,19 $\pm$ 0,18	1,2 $\pm$ 0,18	1,21 $\pm$ 0,18	0,27	0,006**	0,063
	GK ($n = 18$)	1,11 $\pm$ 0,05	1,16 $\pm$ 0,06	1,13 $\pm$ 0,06	0,05	0,13	0,10

Skróty i oznaczenia: GMT – grupa masaż tensegracyjny, GMK – grupa masaż klasyczny, GK – grupa kontrolna, n – liczba obserwacji, M – średnia, SD – odchylenie standardowe, F – częstotliwość naturalnej oscylacji, S – sztywność, D – dekrement, R – relaksacja, C – pełzanie, T0 – pomiar przed interwencją, T1 – pomiar bezpośrednio po interwencji, T2 – pomiar 15 min po interwencji, F^I – wynik testu F, df – liczba stopni swobody, η_p^2 – wielkość efektu (cząstkowe eta kwadrat), istotność statystyczna: * – $p < 0,05$, ** – $p < 0,01$, *** – $p < 0,001$

Częstotliwość naturalnej oscylacji m. najszerzego grzbietu mierzona niezwłocznie po zakończeniu masażu różniła się znacząco między GMT i GK ($MD = 0,97$ Hz, $p = 0,006$, $d = 1,19$) oraz GMK i GK ($MD = 0,77$ Hz, $p = 0,04$, $d = 0,73$). Obie grupy, w których stosowano masaż charakteryzowały się podobną częstotliwością oscylacji bezpośrednio po zabiegu ($p > 0,05$). W pomiarze T2 nie wykazano zróżnicowania między grupami ($p > 0,05$) (rycina 18).

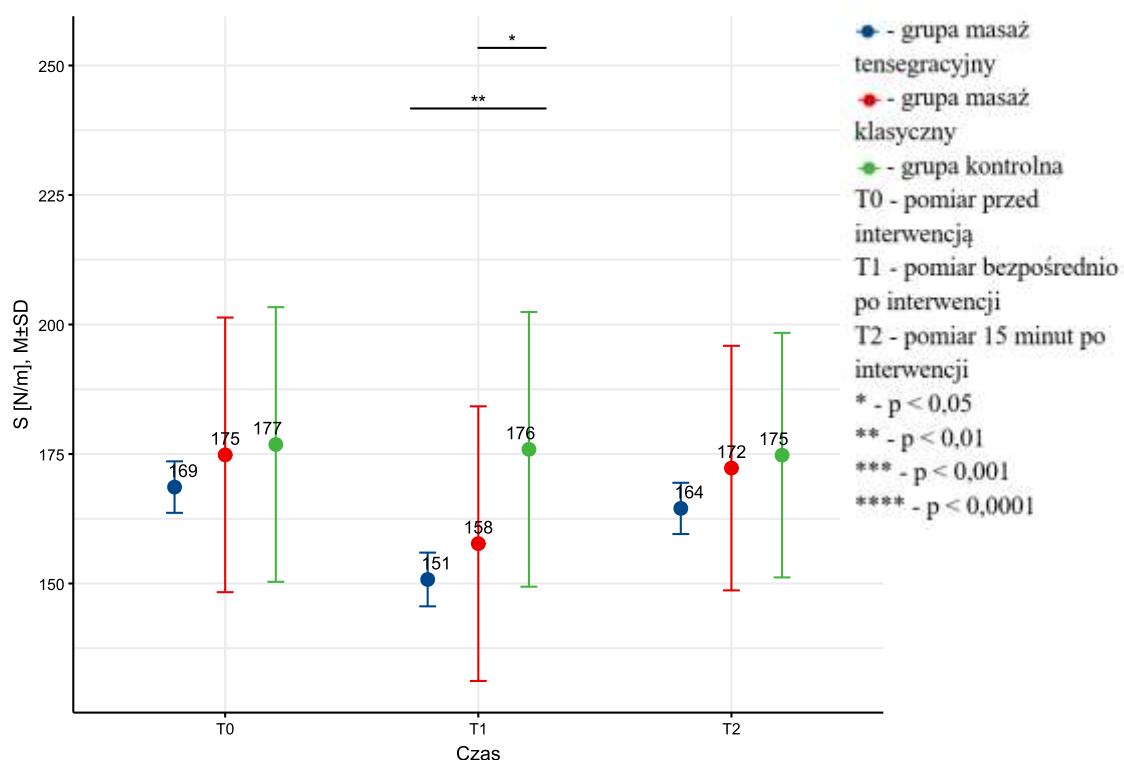
W wyniku przeprowadzonej analizy wpływu czynnika czasu zauważono spadek częstotliwości naturalnej oscylacji w GMT w pomiarze T1 ($MD = 0,65$ Hz, $p < 0,001$, $d = 1,58$), a następnie jej wzrost do wartości początkowej ($p > 0,05$). W GMK stwierdzono podobne zmiany, tj. początkowy spadek częstotliwości naturalnej oscylacji ($MD = 0,60$ Hz, $p < 0,001$, $d = 1,18$) i zwiększenie wartości analizowanego parametru po 15 min ($MD = 0,19$ Hz, $p = 0,046$, $d = 0,48$). Trzeba jednak zaznaczyć, że w grupie GMK wartość częstotliwości naturalnej oscylacji była zbliżona do założonego progu istotności statystycznej (rycina 18).



Rycina 18. Porównanie częstotliwości naturalnej oscylacji (F) m. najszerzego grzbietu uzyskiwanej przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru

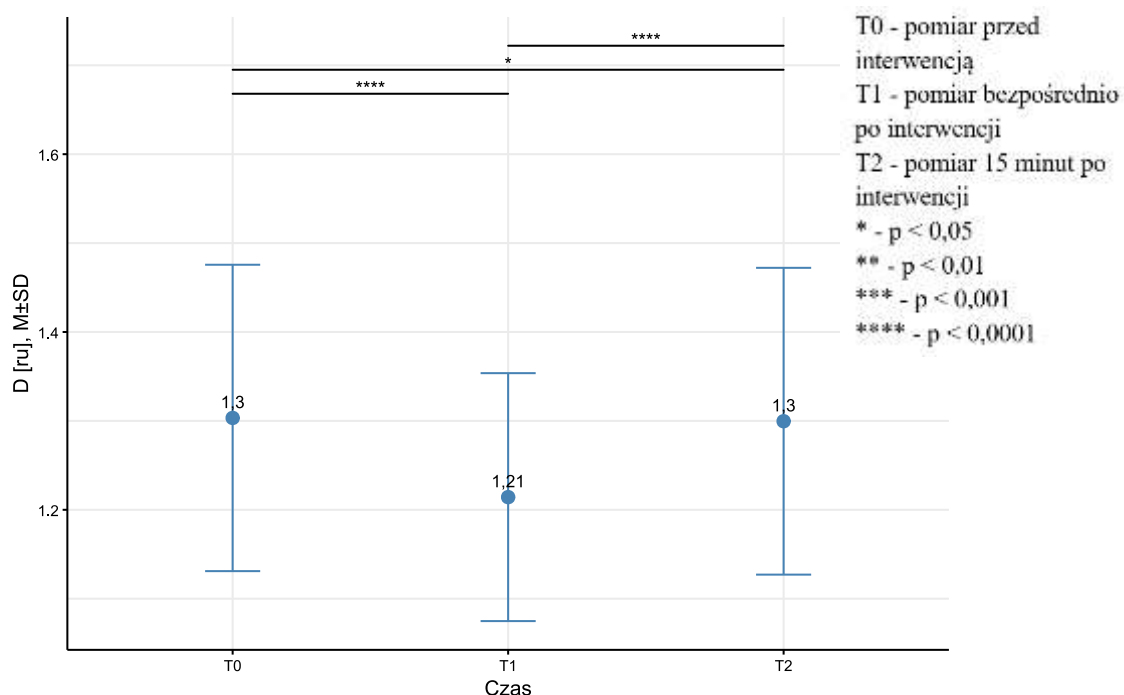
W przypadku sztywności m. najszerzego grzbietu najniższą wartość zarejestrowano w GMT w czasie pomiaru T1. Sztywność badanego mięśnia różniła się między GMT i GK ($MD = 25,1$ N/m, $p = \mathbf{0,003}$, $d = 1,31$) oraz GMK i GK ($MD = 18,2$ N/m, $p = \mathbf{0,047}$, $d = 0,69$). Należy zwrócić uwagę, że różnica między GMK i GK miała wartość zbliżoną do progu istotności statystycznej. Na tym etapie pomiarów nie stwierdzono różnicy między GMT i GMK ($p > 0,05$). W pomiarze T2 nie występowały żadne znaczące różnice między porównywanymi grupami ($p > 0,05$) (rycina 19).

W GMT zaobserwowano, że sztywność m. najszerzego grzbietu została zredukowana bezpośrednio po zabiegu ($MD = 17,8$ N/m, $p < \mathbf{0,001}$, $d = 5,07$), a stan ten utrzymywał się w czasie pomiaru T2 ($MD = 4,12$ N/m, $p = \mathbf{0,04}$, $d = 2,73$). Porównując wyniki GMK w poszczególnych pomiarach zauważono redukcję sztywności analizowanego mięśnia natychmiast po zabiegu ($MD = 17,1$ N/m, $p < \mathbf{0,001}$, $d = 1,08$), a następnie jej wzrost po 15 min do wartości zbliżonej do wyniku zarejestrowanego przed interwencją ($p > 0,05$) (rycina 19).



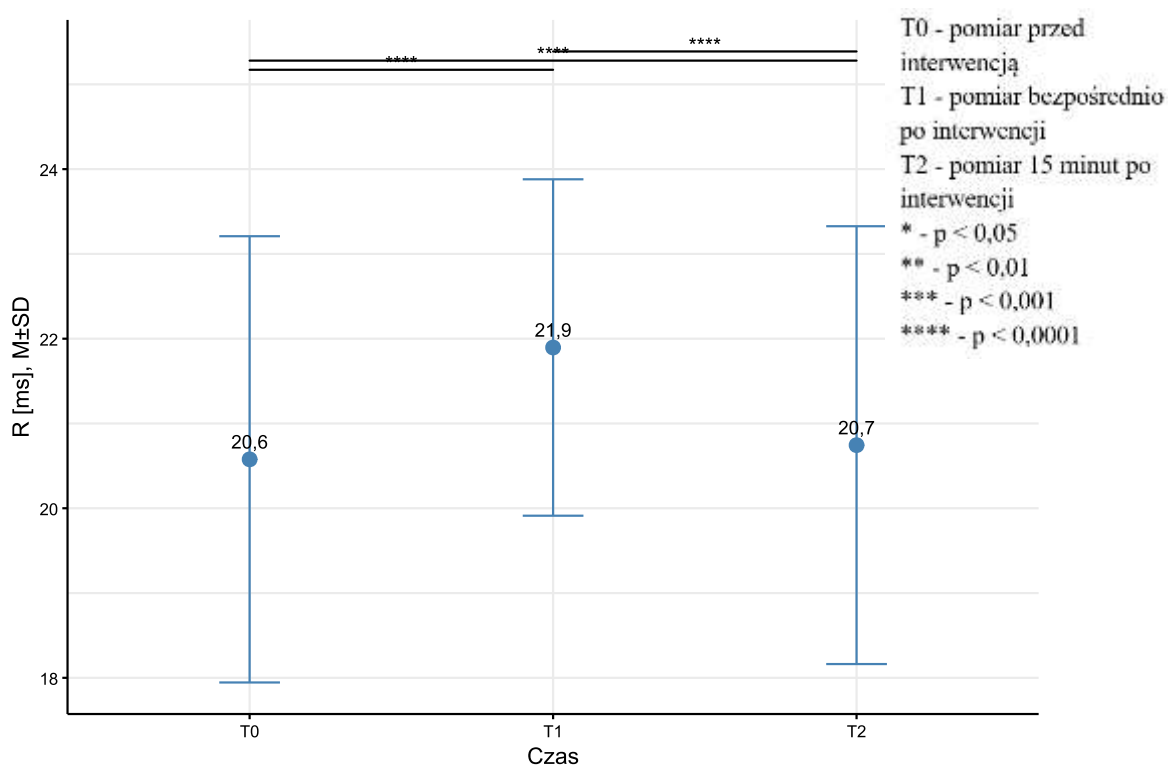
Rycina 19. Porównanie sztywności (S) m. najszerzego grzbietu uzyskiwanej przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru

Analizując dane dotyczące dekrementu m. najszerzego grzbietu zaobserwowano jedynie istotny efekt główny czasu. Wartość tego parametru zmniejszała się między T0 i T1 ($MD = 0,09$ ru, $p < 0,001$, $d = 0,83$). Spadek ten był jednak krótkotrwały. Pomimo tego, że różnica pozostała istotna statystycznie, to wielkość efektu traciła na sile po 15 min ($MD = 0,004$ ru, $p = 0,01$, $d = 0,4$) (rycina 20).



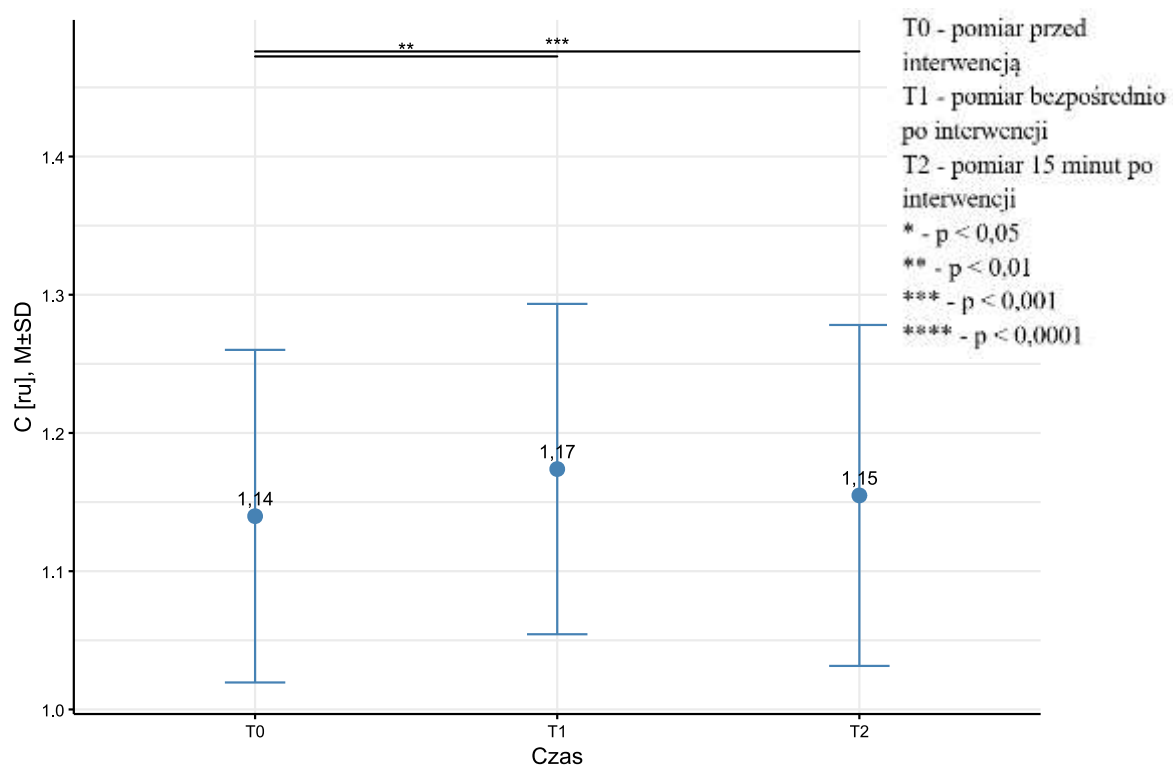
Rycina 20. Porównanie dekrementu (D) m. najszerzego grzbietu uzyskiwanego w kolejnych momentach pomiaru

Na podstawie przeprowadzonej analizy relaksacji m. najszerzego grzbietu nie stwierdzono istotnego efektu interakcji. Dla tego parametru odnotowano natomiast istotny efekt główny czasu. Wartość relaksacji wzrastała znacząco niezależnie od rodzaju grupy, do której byli przypisani uczestnicy ($MD = 1,32$ ms, $p < 0,001$, $d = 0,84$). Różnica wartości utrzymywała się na poziomie statystycznie istotnym również w trakcie pomiaru T2 ($MD = 0,17$ ms, $p < 0,001$, $d = 0,69$) (rycina 21).



Rycina 21. Porównanie relaksacji (R) m. najszerzego grzbietu uzyskiwanej w kolejnych momentach pomiaru

Rozpatrując pełzanie m. najszerzego grzbietu nie zarejestrowano istotnego efektu interakcji. Dla zmian wielkości tego parametru znaczenie miał jedynie czas. Zaobserwowano, że jego wielkość uległa wzrostowi w momencie pomiaru T1 ($MD = 0,03$ ru, $p = 0,002$, $d = 0,43$). Pełzanie badanego mięśnia po 15 min od interwencji pozostawało znacznie różne od poziomu zarejestrowanego na początku eksperymentu ($MD = 0,01$ ru, $p < 0,001$, $d = 0,6$) (rycina 22).



Rycina 22. Porównanie pełzania (C) m. najszerzego grzbietu uzyskiwanego w kolejnych momentach pomiaru

4.3 Analiza wyników m. naprężacza powięzi szerokiej uda

4.3.1 Zmiany właściwości kurczliwych m. naprężacza powięzi szerokiej uda

Przeprowadzając porównanie międzygrupowe wyników zarejestrowanych przed interwencją nie uwidocznilo znaczących różnic w analizowanych danych opisujących właściwości kurczliwe m. naprężacza powięzi szerokiej uda. Na tej podstawie grupy uznano za homogeniczne. Uzyskane rezultaty wraz z ich porównaniami umieszczono w tabeli 18.

Tabela 18. Wartości średnie i odchylenia standardowe pomiarów tensomiograficznych m. naprężacza powięzi szerokiej uda oraz porównanie między grupami przed interwencją

Zmienna	GMT (<i>n</i> = 18)	GMK (<i>n</i> = 18)	GK (<i>n</i> = 18)	<i>p</i> -value	η_p^2
Td, [ms], <i>M</i> ± <i>SD</i>	20,0±2,64	20,7±1,10	21,4±1,18	0,07	0,10
Tc, [ms], <i>M</i> ± <i>SD</i>	24,9±3,06	28,0±6,66	29,5±6,66	0,06	0,10
Ts, [ms], <i>M</i> ± <i>SD</i>	164±3,35	162±18,1	159±13,0	0,60	0,02
Tr, [ms], <i>M</i> ± <i>SD</i>	40,5±11,4	42,7±2,54	45,7±2,54	0,09	0,09
Dm, [mm], <i>M</i> ± <i>SD</i>	3,55±1,03	3,17±0,32	3,09±0,32	0,09	0,09

Skróty i oznaczenia: GMT – grupa masaż tensegracyjny, GK – grupa kontrolna, GMK – grupa masaż klasyczny, *n* – liczba obserwacji, *M* – średnia, *SD* – odchylenie standardowe, Td – czas opóźnienia skurczu, Tc – czas skurczu, Ts – czas utrzymywania się skurczu, Tr – czas relaksacji mięśnia, Dm – przemieszczenie mięśnia, η_p^2 – wielkość efektu (częstkowe eta kwadrat)

Wszystkie zmienne tensomiograficzne odnoszące się do właściwości kurczliwych m. naprężacza powięzi szerokiej uda podlegały istotnemu efektowi interakcji czasu i grupy. Ich dalszą analizę przeprowadzono z wykorzystaniem testów post-hoc wyjaśniających istotny prosty efekt główny czasu i grupy. Szczegółowe wyniki wykonanych pomiarów wraz z ich porównaniami zostały zaprezentowane w tabeli 19.

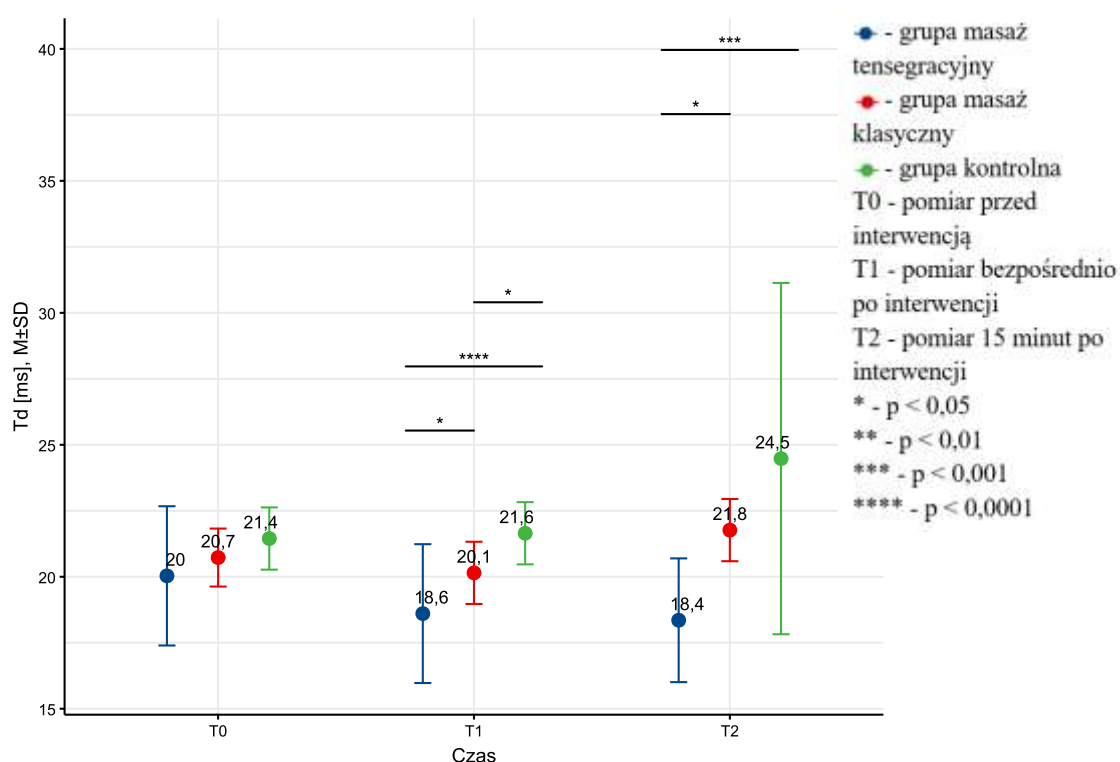
Tabela 19. Wartości średnie i odchylenia standardowe pomiarów tensomiograficznych m. naprężacza powięzi szerokiej uda w podziale na grupy i momenty pomiarów oraz wyniki testu ANOVA

Zmienna	Grupa	Czas			ANOVA (3x3)		
		T0	T1	T2	Efekt interakcji F^I (df) p -value η_p^2	Efekt czasu F^I (df) p -value η_p^2	Efekt grupy F^I (df) p -value η_p^2
Td, [ms], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	20,0 $\pm$ 2,64	18,6 $\pm$ 2,63	18,4 $\pm$ 2,34	6,85 (2,22)	7,01 (1,11)	10,59 (2)
	GMK ($n = 18$)	20,7 $\pm$ 1,1	20,1 $\pm$ 1,18	21,8 $\pm$ 1,18	0,002**	0,009**	<0,001***
	GK ($n = 18$)	21,4 $\pm$ 1,18	21,6 $\pm$ 1,18	24,5 $\pm$ 6,66	0,21	0,12	0,29
Tc, [ms], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	25,0 $\pm$ 3,06	15,1 $\pm$ 2,81	20,8 $\pm$ 2,81	4,39 (2,77)	44,3 (1,38)	9,92 (2)
	GMK ($n = 18$)	28,0 $\pm$ 6,54	21,3 $\pm$ 7,52	26,4 $\pm$ 7,60	0,008**	<0,001***	<0,001***
	GK ($n = 18$)	29,5 $\pm$ 6,66	26,6 $\pm$ 7,54	28,5 $\pm$ 7,61	0,15	0,46	0,28
Ts, [ms], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	164 $\pm$ 3,35	180 $\pm$ 4,65	181 $\pm$ 4,65	20,1 (4)	97,0(2)	4,45 (2)
	GMK ($n = 18$)	163 $\pm$ 18,2	176 $\pm$ 20,0	167 $\pm$ 18,9	<0,001***	<0,001***	0,017*
	GK ($n = 18$)	159 $\pm$ 13,0	162 $\pm$ 12,8	162 $\pm$ 14,5	0,44	0,65	0,15
Tr, [ms], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	40,5 $\pm$ 11,4	35,5 $\pm$ 11,5	38,2 $\pm$ 11,4	10,5 (4)	14,8 (2)	6,94 (2)
	GMK ($n = 18$)	42,7 $\pm$ 2,54	40,7 $\pm$ 3,35	43,5 $\pm$ 2,54	<0,001***	<0,001***	0,002
	GK ($n = 18$)	45,7 $\pm$ 2,54	46,9 $\pm$ 3,35	46,8 $\pm$ 2,54	0,29	0,22	0,21
Dm, [mm], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	3,54 $\pm$ 1,03	4,27 $\pm$ 1,09	4,28 $\pm$ 1,09	15,9 (2,13)	57,5 (1,06)	9,70 (2)
	GMK ($n = 18$)	3,17 $\pm$ 0,32	3,71 $\pm$ 0,29	3,65 $\pm$ 0,33	<0,001***	<0,001***	<0,001***
	GK ($n = 18$)	3,09 $\pm$ 0,32	3,10 $\pm$ 0,29	3,09 $\pm$ 0,33	0,38	0,53	0,28

Skróty i oznaczenia: GMT – grupa masaż tensegracyjny, GMK – grupa masaż klasyczny, GK – grupa kontrolna, n – liczba obserwacji, M – średnia, SD – odchylenie standardowe, Td – czas opóźnienia skurczu, Tc – czas skurczu, Ts – czas utrzymywania się skurczu, Tr – czas relaksacji mięśnia, Dm – przemieszczenie mięśnia, T0 – pomiar przed interwencją, T1 – pomiar bezpośrednio po interwencji, T2 – pomiar 15 min po interwencji, F^I – wynik testu F, df – liczba stopni swobody, η_p^2 – wielkość efektu (cząstkowe eta kwadrat), istotność statystyczna: * – $p < 0,05$, ** – $p < 0,01$, *** – $p < 0,001$

Porównując rezultaty poszczególnych grup bezpośrednio po interwencji zauważono istotne statystycznie różnice w czasie opóźnienia m. naprężacza powięzi szerokiej uda. Najkrótszy czas zarejestrowano w GMT różniący się w sposób znaczący od GMK ($MD = 1,54$ ms, $p = 0,04$, $d = 0,76$) oraz od GK ($MD = 3,04$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,49$). Na tym etapie pomiarów stwierdzono także istotną różnicę między GMK i GK ($MD = 1,50$ ms, $p = 0,047$, $d = 1,27$). Po 15 min czas opóźnienia uzyskany przez GMT pozostał nadal na najniższym poziomie różniąc się istotnie od GMK ($MD = 3,42$ ms, $p = 0,049$, $d = 1,84$) i od GK ($MD = 6,12$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,23$). GMK i GK nie różniły się od siebie znacząco podczas pomiaru T2 ($p > 0,05$) (rycina 23).

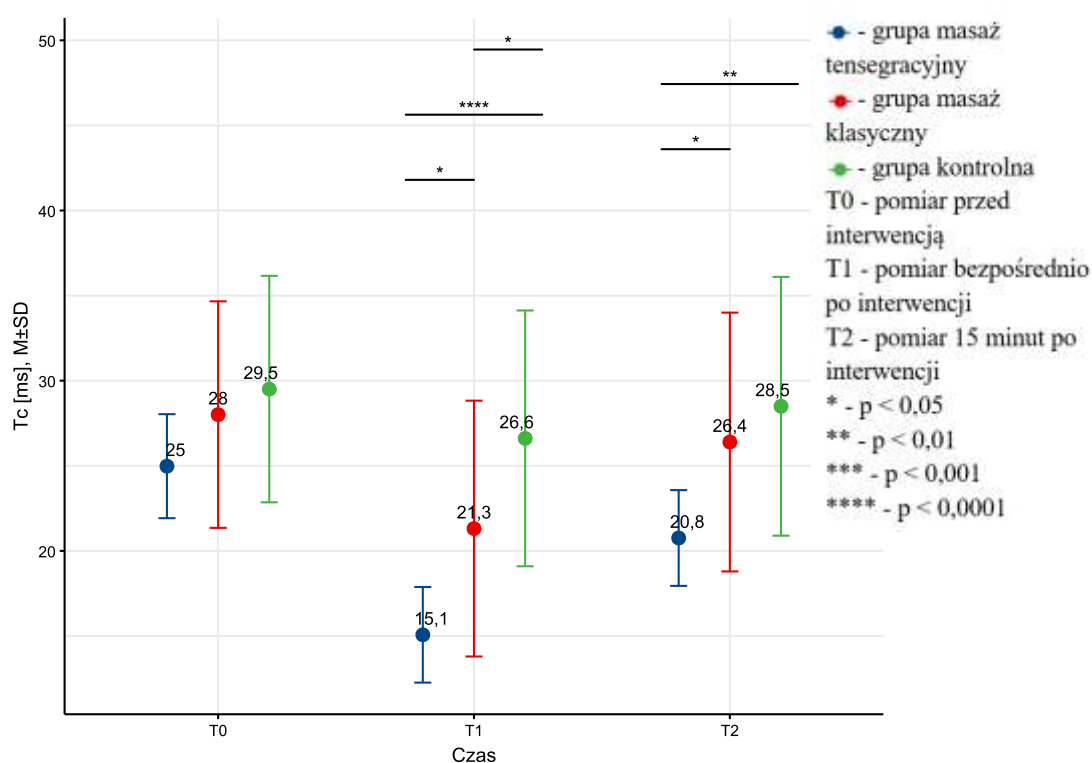
Wykonując porównanie wyników poszczególnych grup uzyskanych w kolejnych pomiarach wykazano, że zarówno w GMT ($MD = 1,43$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,51$), jak i w GMK ($MD = 0,58$ ms, $p = 0,02$, $d = 0,47$) nastąpił znaczny spadek wartości czasu opóźnienia badanego mięśnia po terapii (T1). Następnie odnotowano powrót wartości analizowanego parametru do stanu wyjściowego w obu grupach. Zaobserwowano także różnicę w GK między T0 i T2 ($MD = 3,03$ ms, $p = 0,001$, $d = 0,55$), co może wskazywać na wpływ dodatkowych czynników (rycina 23).



Rycina 23. Porównanie czasu opóźnienia (Td) m. naprężacza powięzi szerokiej uda uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru

Dla czasu skurczu najniższe wartości zarejestrowano w GMT we wszystkich pomiarach. Bezpośrednio po masażu zidentyfikowano istotne różnice między GMT i GMK ($MD = 6,24$ ms, $p = 0,01$, $d = 1,1$), GMT i GK ($MD = 11,5$ ms, $p < 0,001$, $d = 2,03$) oraz GMK i GK ($MD = 5,30$ ms, $p = 0,046$, $d = 0,70$). Zróżnicowanie utrzymywało się między GMT i GMK ($MD = 5,64$ ms, $p = 0,03$, $d = 0,98$) oraz GMT i GK ($MD = 7,74$ ms, $p = 0,002$, $d = 1,35$) w pomiarze wykonywanym 15 min od zakończenia masażu. W tym momencie pomiaru różnice nie występowały natomiast między GMK i GK ($p > 0,05$) (rycina 24).

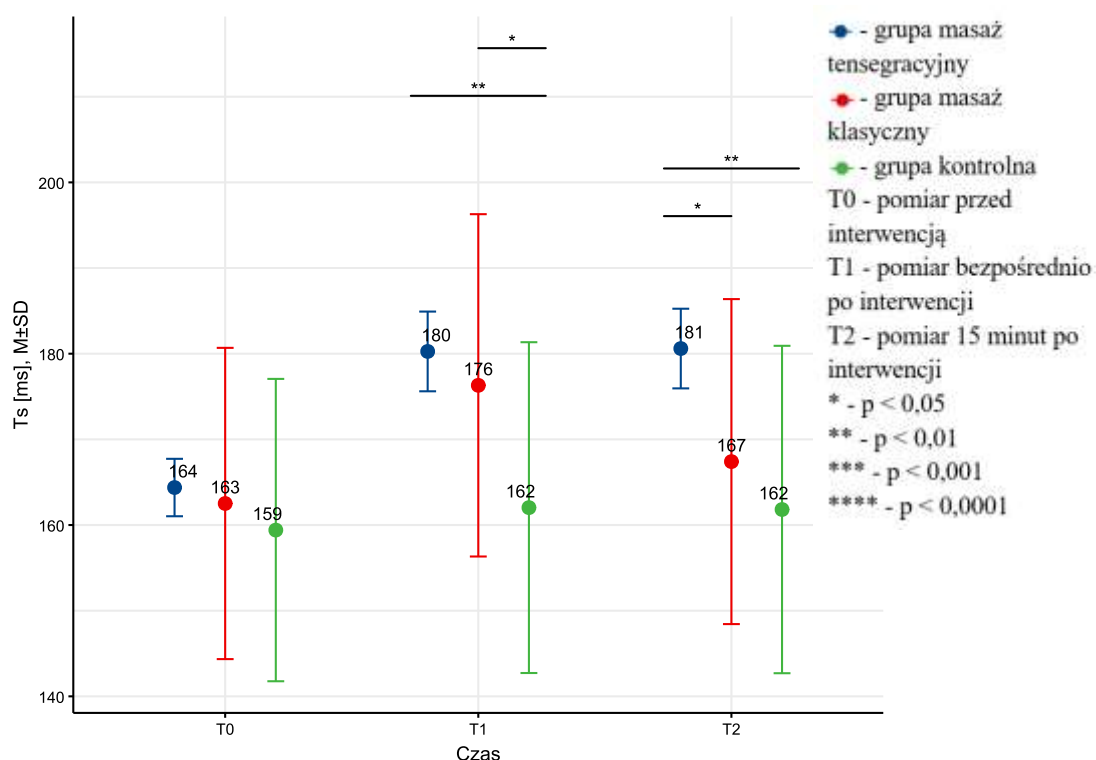
Prosty efekt główny czasu wykazano w GMT porównując wyniki pomiarów uzyskane w czasie T0 i T1 ($MD = 9,91$ ms, $p < 0,001$, $d = 3,81$) oraz T0 i T2 ($MD = 4,22$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,62$). W GMK spadek wartości czasu skurczu odnotowano tylko w porównaniu danych uzyskanych w pomiarze T0 z T1 ($MD = 6,70$ ms, $p < 0,001$, $d = 0,92$). Po 15 min od zakończenia interwencji efekt terapii w GMK zanikał ($p > 0,05$) (rycina 24).



Rycina 24. Porównanie czasu skurczu (Tc) m. naprężacza powięzi szerokiej uda uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru

Poddając analizie czas utrzymywania się skurczu testowanego mięśnia zaobserwowano różnice po zakończonej interwencji między GMT i GK ($MD = 18,2$ ms, $p = 0,002$, $d = 1,30$) oraz GMK i GK ($MD = 14,3$ ms, $p = 0,03$, $d = 0,73$). Grupy, w których stosowano masaż nie różniły się znacząco między sobą w chwili zakończenia interwencji ($p > 0,05$). Natomiast po 15 min czas utrzymywania się skurczu był wyraźnie krótszy w GMT niż w GMK ($MD = 13,2$ ms, $p = 0,02$, $d = 0,95$) oraz GK ($MD = 18,8$ ms, $p = 0,001$, $d = 1,35$). Grupy GMK i GK charakteryzowały się podobnymi wynikami w obrębie m. naprężacza powięzi szerokiej uda w trakcie pomiaru T2 ($p > 0,05$) (rycina 25).

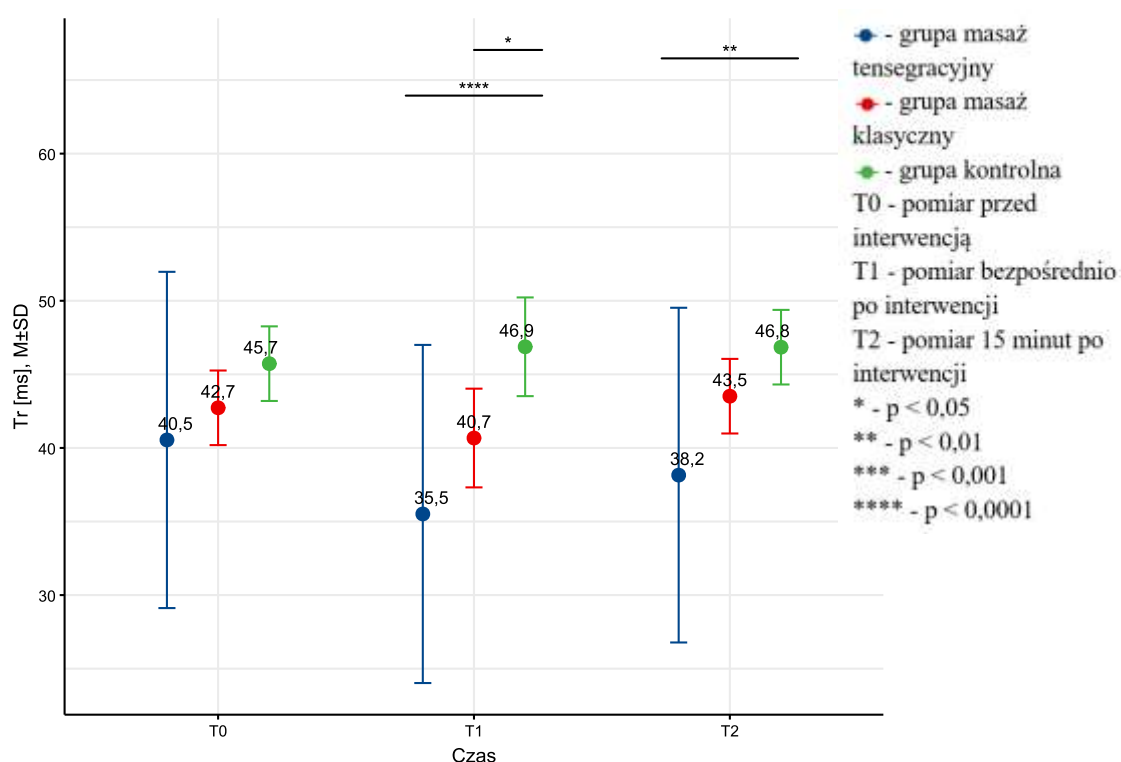
Rozpatrując czas utrzymywania się skurczu dla poszczególnych grup wykazano wzrost jego wartości bezpośrednio po masażu w GMT ($MD = 15,9$ ms, $p < 0,001$, $d = 7,85$). Wartość parametru pozostawała na względnie stałym poziomie do momentu kolejnego pomiaru ($MD = 16,2$ ms, $p < 0,001$, $d = 8,15$). W GMK czas utrzymywania się skurczu badanej struktury wzrastał niezwłocznie po interwencji ($MD = 13,8$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,57$) i malał w trakcie pomiaru T2, choć pozostawał nadal istotnie różny od poziomu wyjściowego ($MD = 4,89$ ms, $p = 0,01$, $d = 0,78$). W GK nie stwierdzono znaczących zmian wartości mierzonego parametru ($p > 0,05$) (rycina 25).



Rycina 25. Porównanie czasu utrzymywania się skurczu (Ts) m. naprężacza powięzi szerokiej uda uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru

Interpretując czas relaksacji m. naprężacza powięzi szerokiej uda po zaaplikowanym masażu stwierdzono istotne statystycznie różnice między GMT i GK ($MD = 11,4$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,34$) oraz GMK i GK ($MD = 6,2$ ms, $p = 0,04$, $d = 1,85$). Wyniki grup, w których stosowano masaż nie różniły się między sobą bezpośrednio po zabiegu ($p > 0,05$). Natomiast stopień zróżnicowania zwiększał się między tymi grupami 15 min po zakończeniu sesji. Nie przekroczył on jednak wartości progowej przyjętej w projekcie. W pomiarze T2 zauważono znaczącą różnicę między GMT i GK ($MD = 8,69$ ms, $p = 0,001$, $d = 1,05$) przy jednoczesnym jej braku między GMK i GK ($p > 0,05$) (rycina 26).

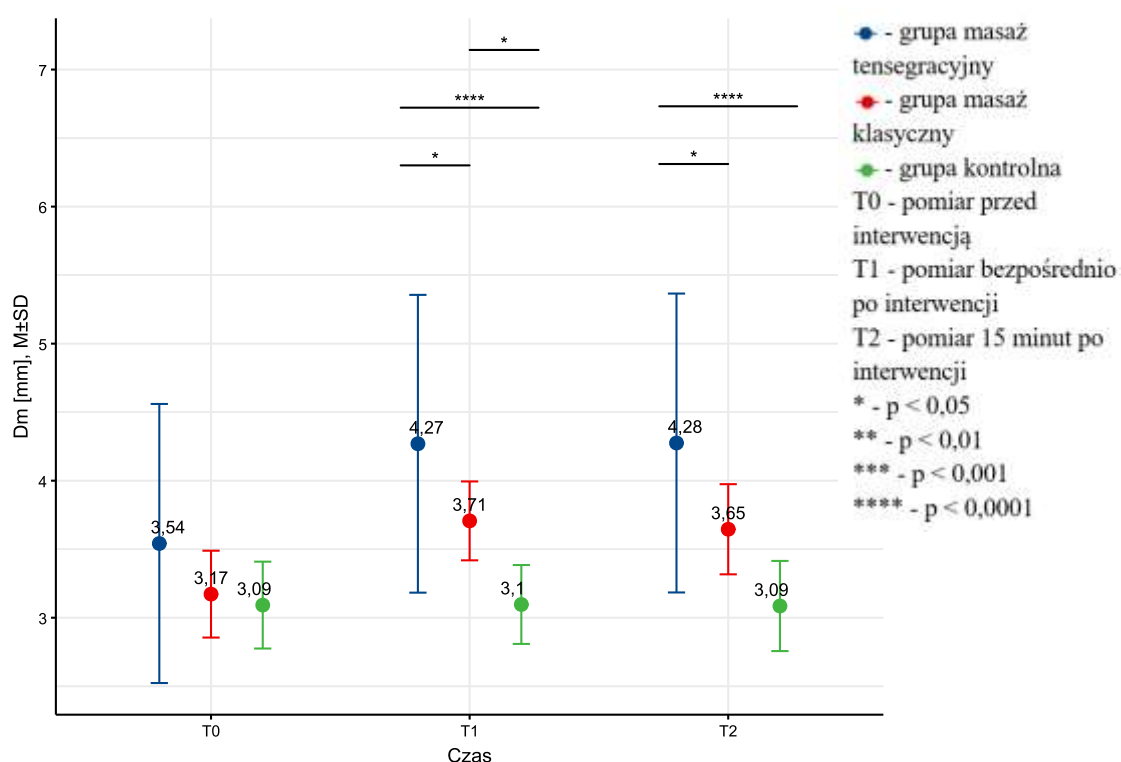
Rozpatrując zmiany czasu relaksacji w kolejnych pomiarach w GMT zaobserwowano zmniejszenie się jego wartości po masażu ($MD = 5,03$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,24$) utrzymujące się do następnego pomiaru ($MD = 2,39$ ms, $p = 0,01$, $d = 0,41$). W GMK po początkowym skróceniu czasu relaksacji niezwłocznie po interwencji ($MD = 2,05$ ms, $p = 0,01$, $d = 1,07$), efekt zanikał w pomiarze T2 ($p > 0,05$). Czas relaksacji naprężacza powięzi szerokiej w GK można określić jako względnie stały między poszczególnymi pomiarami ($p > 0,05$) (rycina 26).



Rycina 26. Porównanie czasu relaksacji (Tr) m. naprężacza powięzi szerokiej uda uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru

Po przeprowadzeniu analizy przemieszczenia m. naprężacza powięzi szerokiej uda zaobserwowano, że wartość ta była najwyższa w GMT zarówno w pierwszym, jak i w drugim pomiarze po masażu. Porównując wyniki grup parami w momencie pomiaru T1 wykryto zróżnicowanie między GMT i GMK ($MD = 0,56$ mm, $p = \mathbf{0,04}$, $d = 1,70$), GMT i GK ($MD = 1,17$ mm, $p = \mathbf{0,001}$, $d = 1,47$) oraz GMK i GK ($MD = 0,61$ mm, $p = \mathbf{0,03}$, $d = 2,12$). W momencie pomiaru T2 zarejestrowano różnice między GMT i GMK ($MD = 0,63$ mm, $p = \mathbf{0,02}$, $d = 0,78$) oraz GMT i GK ($MD = 1,19$ mm, $p < \mathbf{0,001}$, $d = 1,48$). Na tym etapie pomiarów nie występowała znacząca różnica między wynikami GMK i GK ($p > 0,05$) (rycina 27).

Wartość przemieszczenia badanego mięśnia wzrastała w GMT bezpośrednio po zaaplikowaniu masażu ($MD = 0,72$ mm, $p < \mathbf{0,001}$, $d = 1,08$) i utrzymywała się na zbliżonym poziomie do czasu następnego pomiaru ($MD = 0,73$ mm, $p < \mathbf{0,001}$, $d = 1,09$). Sytuacja wyglądała podobnie w GMK. Po interwencji wartość przemieszczenia badanego mięśnia ulegała zwiększeniu ($MD = 0,53$ mm, $p < \mathbf{0,001}$, $d = 5,46$), a zmiana ta utrzymywała się w trakcie pomiaru T2 ($MD = 0,47$ mm, $p < \mathbf{0,001}$, $d = 3,09$) (rycina 27).



Rycina 27. Porównanie przemieszczenia (Dm) m. naprężacza powięzi szerokiej uda uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru

4.3.2 Zmiany pasywnych właściwości mechanicznych m. naprężacza powięzi szerokiej uda

Na podstawie porównania zebranych wyników odnoszących się do pasywnych właściwości mechanicznych m. naprężacza powięzi szerokiej uda stwierdzono, że grupy w czasie pomiaru T0 były jednorodne. W tabeli 20 umieszczono wyniki poszczególnych zmiennych miometrycznych wraz z ich porównaniami.

Tabela 20. Wartości średnie i odchylenia standardowe pomiarów miometrycznych m. naprężacza powięzi szerokiej uda oraz porównanie między grupami przed interwencją

Zmienna	GMT (n = 18)	GMK (n = 18)	GK (n = 18)	p-value	η_p^2
F, [Hz], <i>M</i> ± <i>SD</i>	15,9±1,19	16,1±0,48	16,5±0,48	0,07	0,10
S, [N/m], <i>M</i> ± <i>SD</i>	320±35,8	347±49,98	354±49,98	0,07	0,10
D, [ru], <i>M</i> ± <i>SD</i>	1,16±0,16	1,20±0,06	1,24±0,07	0,09	0,09
R, [ms], <i>M</i> ± <i>SD</i>	16,6±1,60	15,3±3,30	14,8±3,30	0,18	0,06
C, [ru], <i>M</i> ± <i>SD</i>	1,07±0,10	1,02±0,17	0,95±0,19	0,09	0,09

Skróty i oznaczenia: GMT – grupa masaż tensegracyjny, GK – grupa kontrolna, GMK – grupa masaż klasyczny, *n* – liczba obserwacji, *M* – średnia, *SD* – odchylenie standardowe, F – częstotliwość naturalnej oscylacji, S – sztywność, D – dekrement, R – relaksacja, C – pełzanie, η_p^2 – wielkość efektu (częstkowe eta kwadrat)

Istotny efekt interakcji wystąpił w przypadku następujących parametrów miometrycznych związanych z właściwościami kurczliwymi m. naprężacza powięzi szerokiej uda: częstotliwość naturalnej oscylacji, dekrement i relaksacja. Pomiar sztywności w obrębie testowanej struktury uwidoczniał istotny efekt główny czasu. Efektu interakcji i efektów głównych czasu i grupy nie stwierdzono w odniesieniu do pełzania analizowanego mięśnia. Poszczególne wyniki zamieszczono w tabeli 21. Dalsze analizy dla zmiennych, w których wystąpił istotny efekt interakcji lub efekt główny czasu wyjaśniono za pomocą testów post-hoc.

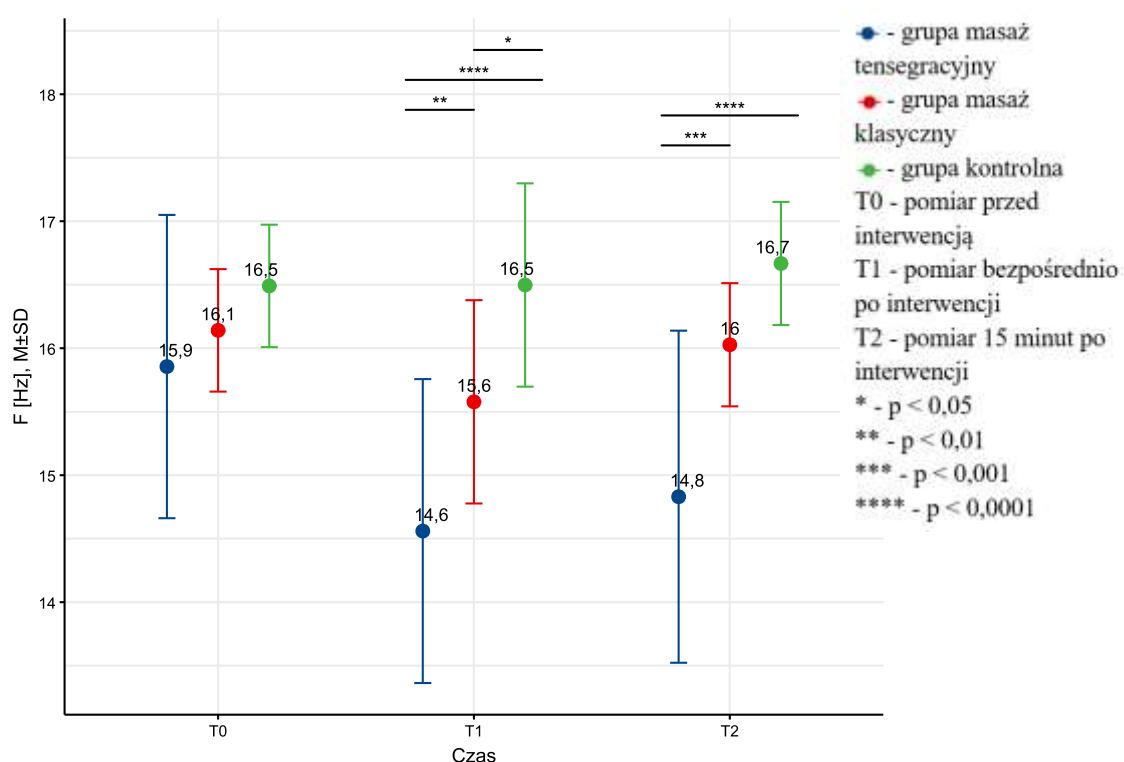
Tabela 21. Wartości średnie i odchylenia standardowe pomiarów miometrycznych m. naprężacza powięzi szerokiej uda w podziale na grupy i momenty pomiarów oraz wyniki testu ANOVA

Zmienna	Grupa	Czas			ANOVA (3x3)		
		T0	T1	T2	Efekt interakcji F^I (df) p -value η_p^2	Efekt czasu F^I (df) p -value η_p^2	Efekt grupy F^I (df) p -value η_p^2
F, [Hz], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	15,9 $\pm$ 1,19	14,6 $\pm$ 1,2	14,8 $\pm$ 1,31	26,7 (3,02) <0,001*** 0,51	54,5 (1,61) <0,001*** 0,52	14,15 (2) <0,001*** 0,36
	GMK ($n = 18$)	16,1 $\pm$ 0,48	15,6 $\pm$ 0,8	16,0 $\pm$ 0,44			
	GK ($n = 18$)	16,5 $\pm$ 0,48	16,5 $\pm$ 0,8	16,7 $\pm$ 0,49			
S, [N/m], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	320 $\pm$ 35,8	299 $\pm$ 35,5	305 $\pm$ 25,4	2,91 (2,25) 0,056 0,10	29,3 (1,12) <0,001*** 0,36	3,18 (2) 0,050 0,11
	GMK ($n = 18$)	347 $\pm$ 50,0	319 $\pm$ 51,1	327 $\pm$ 50,3			
	GK ($n = 18$)	354 $\pm$ 49,1	344 $\pm$ 51,2	352 $\pm$ 49,4			
D, [ru], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	1,16 $\pm$ 0,16	1,07 $\pm$ 0,11	1,09 $\pm$ 0,16	3,81 (2,40) 0,021* 0,13	5,05 (1,20) 0,022* 0,09	14,03 (2) <0,001*** 0,35
	GMK ($n = 18$)	1,20 $\pm$ 0,06	1,16 $\pm$ 0,09	1,18 $\pm$ 0,08			
	GK ($n = 18$)	1,24 $\pm$ 0,05	1,26 $\pm$ 0,08	1,27 $\pm$ 0,07			
R, [ms], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	16,6 $\pm$ 1,60	18,5 $\pm$ 1,67	17,9 $\pm$ 1,66	13,1 (2,08) <0,001*** 0,34	46,5 (1,04) <0,001*** 0,48	4,95 (2) 0,011* 0,16
	GMK ($n = 18$)	15,3 $\pm$ 3,31	17,3 $\pm$ 3,30	15,5 $\pm$ 3,27			
	GK ($n = 18$)	14,9 $\pm$ 3,35	14,9 $\pm$ 3,32	14,5 $\pm$ 3,27			
C, [ru], $M \pm SD$	GMT ($n = 18$)	1,07 $\pm$ 0,10	1,04 $\pm$ 0,11	1,03 $\pm$ 0,12	1,72 (2) 0,189 0,06	2,25 (1) 0,140 0,04	1,54 (2) 0,224 0,06
	GMK ($n = 18$)	1,02 $\pm$ 0,19	1,04 $\pm$ 0,15	1,02 $\pm$ 0,19			
	GK ($n = 18$)	0,95 $\pm$ 0,11	0,98 $\pm$ 0,13	0,95 $\pm$ 0,17			

Skróty i oznaczenia: GMT – grupa masaż tensegracyjny, GMK – grupa masaż klasyczny, GK – grupa kontrolna, n – liczba obserwacji, M – średnia, SD – odchylenie standardowe, F – częstotliwość naturalnej oscylacji, S – sztywność, D – dekrement, R – relaksacja, C – pełzanie, T0 – pomiar przed interwencją, T1 – pomiar bezpośrednio po interwencji, T2 – pomiar 15 min po interwencji, F^I – wynik testu F , df – liczba stopni swobody, η_p^2 – wielkość efektu (cząstkowe eta kwadrat), istotność statystyczna: * – $p < 0,05$, ** – $p < 0,01$, *** – $p < 0,001$

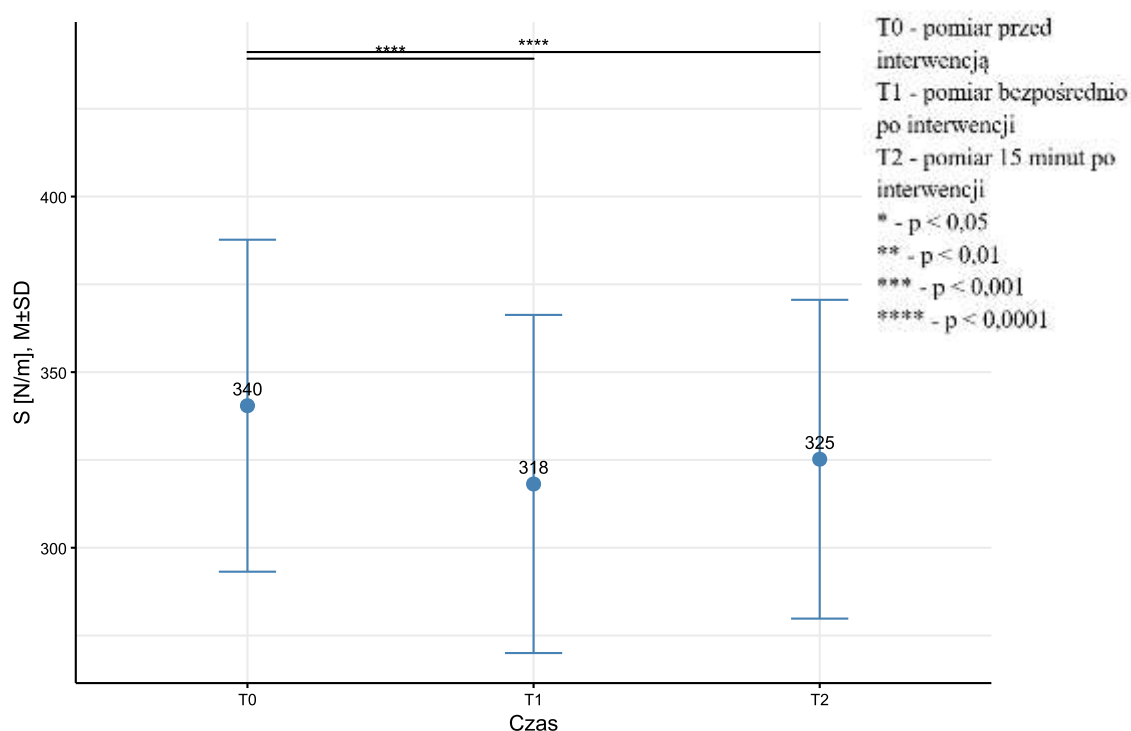
Analizując częstotliwość naturalnej oscylacji m. naprężacza powięzi szerokiej uda najniższe wartości odnotowano w GMT bezpośrednio po masażu. Na tym etapie wyniki pomiarów omawianego parametru różniły się między wszystkimi grupami, tj. GMT i GMK ($MD = 1,02$ Hz, $p = 0,007$, $d = 1$), GMT i GK ($MD = 1,94$ Hz, $p < 0,001$, $d = 1,90$) oraz GMK i GK ($MD = 0,92$ Hz, $p = 0,02$, $d = 1,15$). Porównując wyniki grup 15 min po interwencji wykazano, że w GMT częstotliwość oscylacji pozostawała na najniższym poziomie. Dodatkowo zauważono zróżnicowanie między GMT i GMK ($MD = 1,20$ Hz, $p < 0,001$, $d = 1,21$) oraz GMT i GK ($MD = 1,84$ Hz, $p < 0,001$, $d = 1,86$). Nie wykryto istotnych różnic między GMK i GK ($p > 0,05$) (rycina 28).

Zmiany częstotliwości naturalnej oscylacji analizowanego mięśnia między poszczególnymi pomiarami zauważono tylko w GMT i GMK. W przypadku pierwszej grupy częstotliwość spadała po zastosowaniu masażu ($MD = 1,30$ Hz, $p < 0,001$, $d = 2,53$) i pozostawała na względnie stałym poziomie w kolejnym pomiarze ($MD = 1,02$ Hz, $p < 0,001$, $d = 1,90$). W przypadku GMK w pomiarze T1 częstotliwość oscylacji ulegała redukcji ($MD = 0,56$ Hz, $p < 0,001$, $d = 1,06$), ale po 15 min wracała do poziomu zbliżonego do wartości z pomiaru T0 ($p > 0,05$) (rycina 28).



Rycina 28. Porównanie częstotliwości naturalnej oscylacji (F) m. naprężacza powięzi szerokiej uda uzyskiwanej przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru

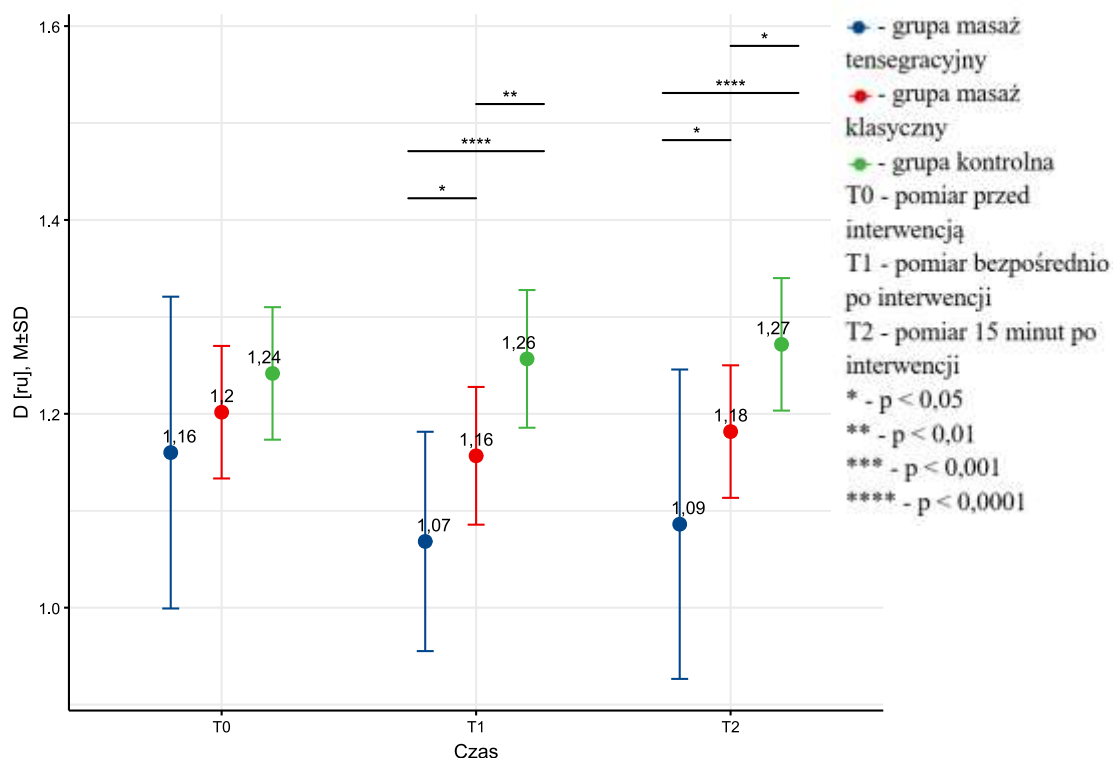
W kontekście sztywności m. naprężacza powięzi szerokiej uda nie zarejestrowano istotnego efektu interakcji i grupy ($p > 0,05$). Zidentyfikowano natomiast istotny efekt główny czasu. W obrębie wszystkich trzech grup sztywność testowanego mięśnia ulegała spadkowi w porównaniu T0 z T1 ($MD = 22,3$ N/m, $p < 0,001$, $d = 1,01$) i utrzymywała się na zredukowanym poziomie do czasu wykonania kolejnego pomiaru ($MD = 15,2$ N/m, $p < 0,001$, $d = 1,99$) (rycina 29).



Rycina 29. Porównanie sztywności (S) m. naprężacza powięzi szerokiej uda uzyskiwanej w kolejnych momentach pomiaru

Biorąc pod uwagę pomiar dekrementu m. naprężacza powięzi szerokiej uda najwyższe wyniki zostały zarejestrowane w GMT bezpośrednio po masażu. W trakcie tego pomiaru dekrement różnił się istotnie między grupami GMT i GMK ($MD = 0,9$ ru, $p = 0,01$, $d = 0,93$), GMT i GK ($MD = 0,19$ ru, $p < 0,001$, $d = 1,99$) oraz GMK i GK ($MD = 0,10$ ru, $p = 0,004$, $d = 1,41$). W pomiarze wykonanym po 15 min grupy GMT i GMK ($MD = 0,1$ ru, $p = 0,03$, $d = 0,78$) oraz GMT i GK ($MD = 0,19$ ru, $p < 0,001$, $d = 1,51$) uzyskiwały znacząco zróżnicowane wyniki. Analizując rezultaty GMK i GK na tym etapie pomiarów odnotowano mniej wyraźną różnicę zbliżającą się do granicy istotności statystycznej przyjętej w projekcie ($MD = 0,09$ ru, $p = 0,047$, $d = 1,32$) (rycina 30).

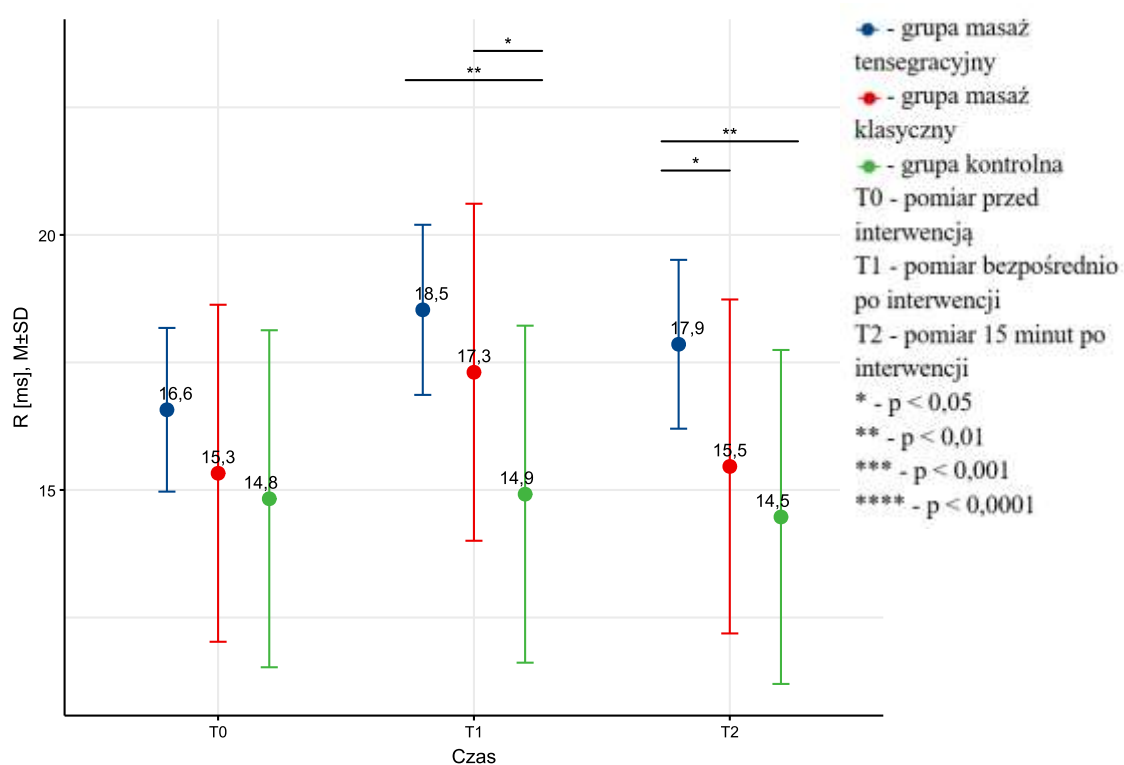
Wartość dekrementu obniżała się w GMT bezpośrednio po zaaplikowaniu masażu ($MD = 0,09$ ru, $p < 0,001$, $d = 1,61$). Spadek ten był obecny także w trakcie drugiego pomiaru po interwencji w porównaniu z wartością T0 ($MD = 0,07$ ru, $p = 0,02$, $d = 1,47$). W GMK redukcję wartości dekrementu zaobserwowano tylko zestawiając dane z pomiarów T0 z T1 ($MD = 0,04$ ru, $p < 0,001$, $d = 1,54$). Porównując wyników pomiarów T0 z T2 dla GMK nie wykazano istotnych statystycznie różnic ($p > 0,05$) (rycina 30).



Rycina 30. Porównanie dekrementu (D) m. naprężacza powięzi szerokiej uda uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru

Stosując porównanie międzygrupowe wyników pomiaru relaksacji niezwłocznie po zabiegu zidentyfikowano istotne różnice między GMT i GK ($MD = 3,61$ ms, $p = 0,001$, $d = 1,38$) oraz GMK i GK ($MD = 2,39$ ms, $p = 0,047$, $d = 0,72$). Należy zwrócić uwagę, że stopień zróżnicowania wykryty między GMK i GK był zbliżony do progu istotności statystycznej. W trakcie drugiego pomiaru po interwencji zróżnicowanie odnotowano między GMT i GMK ($MD = 2,35$ ms, $p = 0,04$, $d = 0,92$), a także GMT i GK ($MD = 3,38$ ms, $p = 0,002$, $d = 1,3$). Grupy GMK i GK nie różniły się w sposób istotny statystycznie w czasie pomiaru T2 ($p > 0,05$) (rycina 31).

Poprzez porównanie danych dotyczących relaksacji zauważono wzrost wartości tego parametru natychmiast po zabiegu w grupach, w których stosowano masaż, tj. w GMT ($MD = 1,96$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,30$) i w GMK ($MD = 1,98$ ms, $p < 0,001$, $d = 0,61$). Do czasu kolejnego pomiaru (T2) efekt ten utrzymywał się jedynie w GMT ($MD = 1,24$ ms, $p < 0,001$, $d = 1,49$). W GK nie nastąpiły żadne znaczące zmiany między wykonanymi pomiarami ($p > 0,05$) (rycina 31).



Rycina 31. Porównanie relaksacji (R) m. naprężacza powięzi szerokiej uda uzyskiwanej przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru

5 DYSKUSJA

Masaż stanowi jeden z trzech głównych filarów fizjoterapii. Najczęściej stosowany jest u osób doświadczających dolegliwości bólowych związanych z występowaniem MSDs. Ta forma terapii jest coraz powszechniej rekomendowana zarówno przez międzynarodowe organizacje zajmujące się ochroną zdrowia, np. WHO, NICE, jak i przez organizacje krajowe, np. PTF, KIF^{7,130,131}. Oznacza to, że masaż, choć nadal postrzegany jako forma terapii wspomagającej inne zabiegi lecznicze, zyskuje uznanie w konwencjonalnej medycynie. Efektem zmian zachodzących w tym obszarze jest coraz częstsze zlecanie tej formy terapii w różnych dziedzinach medycyny, w tym również w podstawowej opiece zdrowotnej⁷.

Lekarz, podejmując decyzję dotyczącą rodzaju terapii, zgodnie z zasadami EBM poza własnym doświadczeniem i wiarygodnymi, aktualnymi danymi powinien także uwzględniać preferencje pacjenta, który ma prawo aktywnie uczestniczyć w doborze leczenia. Innymi słowy dialog między pacjentem a lekarzem odgrywa ważną rolę w ustaleniu planu terapeutycznego. Wybór terapii, które są nie tylko skuteczne, ale także akceptowane przez pacjentów zwiększa ich zaangażowanie w leczenie, a co za tym idzie zwiększa szanse na konsekwentne przestrzeganie zaleceń i długofalowe efekty¹³². Spośród wielu rodzajów zabiegów fizjoterapeutycznych właśnie masaż jest terapią chętnie wybieraną przez pacjentów. Jego zastosowanie odpowiada zatem nie tylko na potrzeby kliniczne, ale także na oczekiwania pacjentów, co zwiększa ich satysfakcję i zaufanie do leczenia.

Pomimo relatywnie częstego wykorzystania masażu w procesie usprawniania pacjentów, nadal aktualna jest potrzeba prowadzenia prac nad jego rozwojem oraz wyjaśnieniem jego wpływu na ludzki organizm. Dotychczasowe dowody naukowe są wciąż niewystarczające, a dogłębne zrozumienie mechanizmów jego działania mogłoby znacząco przyczynić się do poprawy skuteczności tej metody. Aspekt ten nabiera szczególnego znaczenia w kontekście optymalizacji kosztów związanych z realizacją świadczeń zdrowotnych.

Na podstawie wyników badań stwierdzono, że masaż stosowany w obecnej formie cechuje ograniczona skuteczność, a uzyskiwane efekty są krótkotrwałe⁵⁴. W konsekwencji konieczne jest wykonywanie dużej liczby zabiegów z wysoką częstością, np. dziesięć masażu w ciągu dwóch tygodni. Taka intensywność terapii

może zwiększać koszty i obciążać zarówno pacjentów, jak i system opieki zdrowotnej. Powoduje też wydłużenie czasu oczekiwania na realizację świadczeń, a to z kolei może skutkować pogorszeniem się stanu zdrowia oczekujących.

Biorąc pod uwagę opisane wyżej trudności nasuwa się wniosek, że masaż w medycynie nie jest wykorzystywany w sposób odpowiadający jego pełnemu potencjałowi. Istotne jest więc wprowadzenie zmian dotyczących strategii stosowania tego rodzaju terapii w celu podniesienia efektywności zabiegów. Kwestią kluczową dla rozwoju masażu i ugruntowania jego pozycji w świecie medycyny konwencjonalnej jest zbudowanie jego fundamentów na naukach podstawowych, takich jak anatomia, histologia czy morfologia. Dzięki prowadzonym badaniom w tych obszarach możliwe jest zweryfikowanie dotychczasowej wiedzy dotyczącej masażu oraz uzupełnienie jej w oparciu o najnowsze doniesienia naukowe. Na tej podstawie formułowane są również nowe koncepcje wyjaśniające mechanizmy funkcjonowania ludzkiego ciała, a także sposoby opracowania spójnego z nimi postępowania terapeutycznego¹³³.

Kolejnym ważnym elementem, który może podnieść skuteczność masażu, jest jego standaryzacja. Polega ona na opracowaniu jednolitych procedur opartych na aktualnej wiedzy i doświadczeniu. Obecnie masaż jest wykonywany przez osoby reprezentujące różne profesje, co prowadzi do znacznych różnic w metodyce zabiegu. Sytuacja ta może utrudniać lekarzom i pacjentom prognozowanie efektów interwencji. Wprowadzenie standardów lub jasno określonych rekomendacji umożliwiłoby osiąganie przewidywalnych i powtarzalnych rezultatów. To z kolei mogłoby zwiększyć zaufanie pacjentów oraz wpłynąć na częstsze zlecenie tej formy terapii przez lekarzy.

Wyżej wymienione zadania mogą zostać w dużej mierze zrealizowane poprzez zaktualizowanie metodyki masażu w oparciu o koncepcję tensegracji. Dzięki niej naukowcy mogą spojrzeć holistycznie na układ mięśniowo-szkieletowy i wyjaśnić jego działanie uwzględniając dynamiczną współpracę wszystkich elementów go tworzących. Zrozumienie i uwzględnienie w masażu mechanizmu przekazywania napięć poprzez połączenia mięśniowo-powięziowe może przyczynić się do poprawy jego skuteczności oraz trwałości uzyskanych efektów. Zadanie to wymaga po pierwsze zidentyfikowania i dogłębnego przeanalizowania kluczowych połączeń strukturalnych, a następnie zweryfikowania ich użyteczności w praktyce.

Głównym celem przeprowadzonego projektu badawczego była próba określenia zasadności wykorzystania koncepcji tensegracji w masażu. Weryfikację tę przeprowadzono w oparciu o wybrane elementy układu mięśniowo-szkieletowego ze względu na wysoką złożoność tego układu. Obrany przez autora cel wymagał realizacji dwóch pomniejszych etapów.

Pierwszym z nich było zlokalizowanie i sfotografowanie obszarów układu mięśniowo-szkieletowego, w których wybrane elementy mogące wpływać na napięcie mięśni docelowych wchodzi ze sobą w kontakt strukturalny. Zadanie to zostało zrealizowane poprzez samodzielne wypreparowanie struktur będących przedmiotem badań w trakcie szeregu sekcji anatomicznych.

Drugim etapem było porównanie efektywności masażu uwzględniającego zasadę tensegracji z masażem klasycznym wykonywanym lokalnie w obrębie pojedynczej struktury. Dane dotyczące analizowanych parametrów zebrano wykorzystując tensomiografię w celu oceny właściwości kurczliwych mięśni. Z kolei pasywne właściwości mechaniczne badanych mięśni określano za pomocą miometrii.

Zaprezentowany projekt był kontynuacją badań przeprowadzonych przez Kassolika i współpracowników, w których opisano zastosowanie zasady tensegracji w kontekście masażu. Autorzy przedstawili w jaki sposób koncepcja ta może zmienić sposób opracowywania strategii masażu na przykładzie wybranych struktury układu mięśniowo-szkieletowego. Do wykonania pomiarów wykorzystali oni elektromiograf (EMG) i mechanomiograf (MMG)¹¹⁴. Do badania zrekrutowano 33 zdrowych mężczyzn, u których analizowano zależność między środkowym aktonem m. naramiennego a m. ramiennie-promieniowym oraz zależność między m. naprężaczem powięzi szerokiej uda i mm. strzałkowymi. W eksperymencie wykazano wzrost amplitudy EMG w obrębie środkowego aktonu m. naramiennego po masażu m. ramiennie-promieniowego oraz wzrost amplitudy EMG i MMG m. naprężacza powięzi szerokiej uda po masażu mm. strzałkowych. Projekt ten, pomimo swego doniosłego znaczenia dla masażu miał jednak kilka ograniczeń. Do najważniejszych z nich należy brak grupy kontrolnej oraz brak grupy, w której zastosowano tradycyjną formę masażu. W publikacji podkreślono, że wprowadzenie koncepcji tensegracji do masażu ma swoje praktyczne implikacje. Nie wyjaśniono

jednak, jak zmiana amplitudy sygnału EMG i MMG wpłynęła na funkcję badanych mięśni.

W niniejszej dysertacji postanowiono udoskonalić schemat badań w stosunku do badań zrealizowanych przez Kassolika i współautorów. W tym celu dołączono dwie grupy, tj. grupę kontrolną i grupę, w której stosowano masaż klasyczny. Dodatkowo po zakończeniu interwencji wykonano dwa pomiary ze względu na obecne w literaturze naukowej niespójne doniesienia dotyczące czasu utrzymywania się efektu terapeutycznego¹³⁴.

Niestety, liczba publikacji przedstawiających wyniki podobnie zaprojektowanych eksperymentów jest znacznie ograniczona. Utrudnia to porównanie zebranych danych i prowadzenie merytorycznej dyskusji. Stanowi to istotną barierę badawczą wskazując jednoznacznie na potrzebę prowadzenia dalszych prac podejmujących tematykę związaną z wykorzystaniem tensegracji w masażu.

5.1 Mięsień naramienny

W odniesieniu do analizowanego w projekcie m. naramiennego wykazano, że masaż tensegracyjny wywoływał istotnie większe zmiany w funkcjonowaniu tego mięśnia w porównaniu z grupą, w której zastosowano masaż klasyczny i grupą kontrolną. Dodatkowo uzyskane efekty były trwalsze po zastosowaniu masażu tensegracyjnego niż po aplikacji masażu klasycznego. W tym przypadku zweryfikowano pozytywnie hipotezy postawione na początku projektu.

Spośród analizowanych parametrów tensomiograficznych szczególną uwagę należy zwrócić na czas opóźnienia (Td), czas skurczu (Tc) i przemieszczenie mięśnia (Dm). Parametry te są najczęściej brane pod uwagę w publikacjach naukowych traktujących o właściwościach kurczliwych mięśni.

Zastosowanie masażu tensegracyjnego powodowało znacznie większe skrócenie czasu opóźnienia skurczu m. naramiennego niż w przypadku pozostałych grup. Ponadto efekt ten utrzymywał się w trakcie kolejnego pomiaru w odróżnieniu od grupy, w której stosowano alternatywną formę terapii. W pomiarze po 15 min od zaaplikowania masażu klasycznego czas opóźnienia skurczu wracał do poziomu sprzed interwencji. Omawiany parametr jest powiązany z czasem reakcji mięśnia. Skrócenie czasu opóźnienia może

wskazywać na poprawę szybkości reakcji mięśnia, co jest kluczowe w aktywnościach wymagających zwinności, szybkości i precyzji. Z kolei wydłużenie tego czasu może skutkować występowaniem niekontrolowanych ruchów, pojawiających się ze względu na zbyt późną aktywację mięśnia. Sytuacja ta w konsekwencji może prowadzić do uszkodzeń układu mięśniowo-szkieletowego¹³⁵.

W trakcie analizy uzyskanych rezultatów ustalono także, że aplikacje obu rodzajów masażu skracają czas skurczu m. naramiennego. W przypadku masażu tensegracyjnego zmiana ta była bardziej wyraźna oraz utrzymywała się dłużej w porównaniu z masażem klasycznym. Według naukowców skrócenie czasu skurczu jest powiązane z aktywacją większej liczby włókien mięśniowych szybkokurczliwych¹³⁶. Z uwagi na to, że interwencja skutkowała zmniejszeniem wartości omawianego parametru, można sądzić, że masaż miał wpływ przede wszystkim na tego typu włókna. Większa liczba pobudzonych włókien szybkokurczliwych ma przełożenie na siłę generowaną przez dany mięsień. Zgodnie z klasycznym modelem Hill'a przedstawiającym zależność siły mięśniowej od czasu skurczu, mięśnie wytwarzają większą siłę, gdy kurczą się wolniej. W miarę wzrostu prędkości skurczu zdolność mięśnia do generowania siły maleje¹³⁷. Efekt skrócenia czasu skurczu może być przydatny w dyscyplinach, w których szybkość ma większe znaczenie niż siła. Jako przykład mogą posłużyć sprinterzy lub sportowcy uprawiający sporty zespołowe, np. piłkę nożną, siatkową lub ręczną¹³⁸.

Biorąc po uwagę przemieszczenie m. naramiennego zauważono zwiększenie wartości tego parametru po zastosowaniu obu rodzajów masażu w porównaniu z grupą kontrolną. Masaż tensegracyjny wywoływał jednak większy i bardziej długotrwały skutek. Oznacza to, że ta forma masażu była bardziej efektywna w zwiększaniu elastyczności m. naramiennego. W przypadku przemieszczenia brzośca mięśniowego ocenianego przy użyciu tensomiografu im większą wartość może uzyskać badany mięsień tym jest on bardziej elastyczny^{139,140}.

Wśród parametrów miometrycznych najczęściej rozpatrywanych przez badaczy są częstotliwość naturalnej oscylacji i sztywność. W kontekście pierwszego parametru w GMT stwierdzono redukcję wartości charakteryzujących m. naramienny, która różniła się znacznie od pozostałych grup. Dodatkowo zmiana ta była obecna także

w trakcie drugiego pomiaru po interwencji, podczas gdy w grupie poddanej masażowi klasycznemu efekt ten zanikał.

Spadek częstotliwości naturalnej oscylacji m. naramiennego jest interpretowany jako zmniejszenie jego napięcia spoczynkowego. Potwierdzenie wpływu masażu na obniżenie tego parametru może więc zostać wykorzystane wśród osób doświadczających MSDs. Poza wspomnianymi zależnościami udowodniono również, że zwiększona wartość częstotliwości naturalnej oscylacji (>50 Hz) jest powiązana z funkcjonowaniem naczyń krwionośnych zaopatrujących ten mięsień. Zwiększone napięcie danego mięśnia może ograniczać światło naczyń i prowadzić do jego niedokrwienia. Wysoka wartość częstotliwości naturalnej oscylacji mięśnia koreluje także z dyskomfortem zgłaszanym przez pacjenta, urazami i przeciążeniami tkanki mięśniowej¹⁴¹.

Sztywność mierzona przy użyciu miometru jest zmienną, która oznacza podatność tkanki mięśniowej znajdującej się w spoczynku na odkształcenie wywołane zewnętrznym bodźcem mechanicznym. Im wyższa wartość tego parametru, tym więcej energii potrzebne jest, aby odkształcić daną tkankę. W odniesieniu do m. naramiennego zaobserwowano zmniejszenie sztywności po zastosowaniu masażu tensegracyjnego. Efekt ten był większy niż w przypadku masażu klasycznego. Różnica pomiędzy zastosowanymi interwencjami polegała także na czasie utrzymywania się uzyskanych rezultatów. Aplikacja masażu klasycznego wywoływała krótkotrwałą zmianę. Podobne wyniki zostały uzyskane w badaniach Erikssona i współautorów, w których redukcja sztywności zanikała po około 3 min od zakończenia interwencji³¹. W grupie, w której zastosowano masaż tensegracyjny efekt uzyskany bezpośrednio po interwencji był obecny także 15 min później. W praktyce mniejsza sztywność tego mięśnia oznacza jego mniejszą podatność na uszkodzenie. Wysokie wartości sztywności są dodatnio skorelowane z dolegliwościami bólowymi ocenianymi przy użyciu skali VAS. Udowodniono także, że obecność TrP w tkance mięśniowej prowadzi do wzrostu jej sztywności¹⁴². Z drugiej strony podwyższona sztywność mięśniowa może być użyteczna. Sportowcy, u których parametr ten przyjmuje wyższe wartości są bardziej predysponowani do sportów, w których niezbędne są aktywności związane z nagłymi zmianami kierunku ruchu. Przykładem może być piłka siatkowa, koszykowa lub ręczna^{143,144}.

Na podstawie uzyskanych rezultatów wykazano występowanie współzależności między m. naramiennym a m. ramiennie-promieniowym. Tego typu zależność jest relatywnie rzadko opisywana przez innych badaczy. W taśmach anatomicznych zaproponowanych przez Myers'a założono, podobnie jak w układzie zaprezentowanym w niniejszej pracy, że napięcie m. naramiennego jest przekazywane na przegrodę międzymięśniową boczną ramienia. Połączenie to jest fragmentem taśmy powierzchownej tylnej kończyny górnej. Taśma ta ma swój początek w obrębie przyczepu początkowego m. czworobocznego rozciągającego się pomiędzy guzowatością potyliczną zewnętrzną a wyrostkiem kolczystym dwunastego kręgu piersiowego. Jej koniec występuje w rejonie grzbietowej powierzchni końców palców.

Według Myers'a w taśmie powierzchownej tylnej kończyny górnej napięcie z przegrody międzymięśniowej bocznej jest następnie przekazywane do ścięgna wspólnego grupy tylnej mięśni przedramienia. Taki sposób współzależności między mięśniami jest możliwy, gdyż napięcie może być przekazywane poprzez powięź przedramienia. Należy jednak rozważyć także inne warianty, np. zaproponowaną w tym projekcie możliwość przekazywania napięcia z przegrody międzymięśniowej bocznej ramienia do grupy bocznej mm. przedramienia, a szczególnie do m. ramiennie-promieniowego. Przyczep tego mięśnia do wspomnianej przegrody jest szeroko opisywany w literaturze^{123,124}.

Według metody GDS m. naramienny jako całość jest częścią łańcucha przednio-bocznego kończyny górnej. Jest on funkcjonalnie połączony z głową długą m. dwugłowego ramienia, skąd dalej napięcie przekazywane jest na część powierzchowną m. odwracacza, m. ramiennie-promieniowego i m. prostownika promieniowego długiego i krótkiego nadgarstka. Jednocześnie w myśl tej koncepcji środkowy akton m. naramiennego jest częścią tzw. łańcucha tylnio-bocznego kończyny górnej. Akton ten ma wpływ na głowę boczną m. trójgłowego ramienia i dalej na m. łokciowy, m. prostownik łokciowy nadgarstka, m. zginacz łokciowy nadgarstka i m. odwodziciel palca małego. GDS, pomimo tego, iż swoje założenia opiera na równowadze napięcia w układzie mięśniowo-szkieletowym, nie odnosi się wprost do struktur powięziowych, np. do przegród międzymięśniowych¹⁴⁵.

Różnice w zaproponowanych modelach związanych z transmitowaniem napięcia z m. naramiennego do innych struktur mogą wynikać ze sposobu interpretowania jego

budowy i funkcji. Zazwyczaj m. naramienny uznawany jest za mięsień składający się z trzech aktonów, tj. przedniego, środkowego i tylnego¹⁴⁶. W literaturze coraz częściej pojawiają się jednak doniesienia, w których naukowcy sugerują, że w mięśniu tym można wyszczególnić nawet siedem aktonów o odmiennej funkcji. Ponadto badacze wskazują na dużą zmienność przyczepu dalszego tego mięśnia. Wyróżnili oni co najmniej cztery różne sposoby jego przyczepu do kości ramiennej. Główne różnice polegają na istnieniu odseparowanych przyczepów dla każdego aktonu zamiast jednego wspólnego oraz na ich różnym umiejscowieniu¹⁴⁷.

Obecnie nadal trudno jest jednoznacznie uznać, który model najpełniej oddaje sposób funkcjonowania m. naramiennego. Wspomniana wcześniej zmienność tego mięśnia skłania do stwierdzenia, że sposób transmitowania napięcia przez m. naramienny może mieć kilka wariantów.

5.2 Mięsień najszerszy grzbietu

W przypadku m. najszerszego grzbietu wykazano zmiany parametrów tensomiograficznych i miometrycznych niezależnie od rodzaju zastosowanego masażu. Czas utrzymywania się efektu interwencji był podobny dla obu form terapii. W odniesieniu do tego mięśnia wyniki badań potwierdziły hipotezę 1, zgodnie z którą oba rodzaje masażu spowodują poprawę parametrów tensomiograficznych w porównaniu z grupą kontrolną. Również hipoteza 2, w której założono poprawę parametrów miometrycznych m. najszerszego grzbietu po aplikacji obu form masażu, znalazła potwierdzenie w danych empirycznych. Na podstawie uzyskanych wyników pozostałe hipotezy dotyczące analizowanego mięśnia odrzucono. Należy zatem przyjąć, że zależność funkcjonalna pomiędzy m. najszerszym grzbietu a m. nawrotnym obłym i m. zginaczem łokciowym nadgarstka nie jest tak ścisła, jak początkowo sądzono. Można także przypuszczać, że na napięcie górnej krawędzi m. najszerszego grzbietu większy wpływ mają inne struktury niż przegroda międzymięśniowa przyśrodkowa i m. nawrotny obły, pomimo występującej pomiędzy nimi ciągłości strukturalnej.

Warto zaznaczyć, że m. najszerszy grzbietu jest bardzo rozległy, a na jego napięcie mogą mieć wpływ otaczające go liczne struktury, np. kontralateralny m. pośladkowy wielki i powięź piersiowo-łędźwiowa¹⁴⁸. W takim przypadku redukcja napięcia przegrody międzymięśniowej i jednego z mięśni grupy przedniej

przedramienia może okazać się niewystarczająca. Znaczny obszar jaki zajmuje m. najszerszy grzbietu skłania badaczy do rozpatrywania go w odmienny sposób niż inne mięśnie i rozważania jego współzależności z licznymi strukturami znajdującymi się zarówno w obrębie kończyn górnych, tułowia, jak i kończyn dolnych¹⁴⁹.

Dodatkowo przegroda międzymięśniowa przyśrodkowa stanowi strukturę, w której napięcie może ulegać zmianom na skutek działania innych mięśni niż m. najszerszy grzbietu. Pogląd taki reprezentowany jest przez Myers'a, który opisał wpływ m. piersiowego większego i m. obłego większego na wspomnianą strukturę⁵⁰. Według tego autora przegroda międzymięśniowa przyśrodkowa stanowi część taśmy powierzchownej przedniej kończyny górnej rozciągającej się od obojczyka poprzez chrząstki żeber, powięź piersiowo-lędźwiową i grzebień talerza biodrowego do wewnętrznych części kości nadgarstka i dłoniowych powierzchni palców⁵⁰.

W GDS przedstawiono inny wariant współzależności międzymięśniowej związanej z m. najszerzym grzbietu. W tej koncepcji mięsień ten stanowi element dwóch łańcuchów mięśniowych: tylny-pośrodkowy i przednio-boczny. W łańcuchu tylny-pośrodkowym m. najszerszy grzbietu współpracuje z mięśniami w większości zlokalizowanymi w okolicy łopatki, np. z częścią wstępującą m. czworobocznego, m. podgrzebieniowym, m. obłym mniejszym i tylnym aktonem m. naramiennego. Poza tym w skład tego łańcucha wchodzi głowa długa m. trójgłowego ramienia umożliwiająca transmitowanie naprężenia poprzez głowę długą m. trójgłowego ramienia do mm. zginaczy palców¹⁵⁰.

W łańcuchu przednio-bocznym opisanym we wspomnianej koncepcji m. najszerszy grzbietu współpracuje natomiast z częścią obojczykową m. mostkowo-obojczykowo-sutkowego, gdzie łańcuch ten ma swój początek. Poza tym w obrębie omawianego łańcucha wskazano także współzależność m. najszerzego grzbietu z mm. obręczy kończyny górnej, takimi jak: m. naramienny, m. obły większy i m. podłopatkowy. Do pozostałych komponentów przedstawianego łańcucha należą także m. piersiowy mniejszy i głowa długa m. dwugłowego ramienia. Zgodnie z teorią GDS końcowy fragment łańcucha przednio-bocznego tworzą część powierzchowna m. odwracacza, grupa boczna mięśni przedramienia, m. dłoniowy długi, mm. kłębka palca I, mm. glistowate, międzykostne dłoniowe oraz m. zginacz promieniowy nadgarstka⁹⁴.

W kontekście współzależności mięśniowo-powięziowych związanych z m. najszerszym grzbietu należy także wspomnieć o koncepcji łańcuchów spiralnych, opracowanych przez czeskich badaczy Richarda Smíška, Kateřinę Smíškovą i Zuzanę Smíškovą¹⁵¹. Na podstawie badań EMG i trójwymiarowych skanów powierzchni ciała wykonywanych metodą optyczną wyciągnęli oni wniosek, że m. najszerzy grzbietu współpracuje z mm. skośnymi brzucha, mm. pośladkowymi, m. zębatym przednim oraz powięzią piersiowo-lędźwiową. W spiralnych łańcuchach mięśniowych według Smíšków m. najszerzy grzbietu i m. zębaty przedni współdziałają ze sobą w celu stabilizacji kręgosłupa, poprawy efektywności ruchu oraz zapobiegania urazom. Ich skoordynowane działanie jest kluczowe dla kontroli postawy¹⁵². W prezentowanej koncepcji zwraca się jednak bardziej uwagę na zależności funkcjonalne. Mniejszy nacisk kładziony jest na występowanie bezpośrednich połączeń struktur między sobą.

5.3 Mięsień naprężacz powięzi szerokiej uda

Analizując zebrane dane dotyczące właściwości tensomiograficznych m. naprężacza powięzi szerokiej uda wykazano, że zastosowanie masażu tensegracyjnego znacznie bardziej zmniejszało czas opóźnienia skurczu oraz czas skurczu w porównaniu do masażu klasycznego. Zarejestrowano również, że masaż tensegracyjny zwiększał przemieszczenie opisywanego mięśnia w sposób bardziej znaczący niż alternatywna forma masażu. Jak wcześniej wspomniano te trzy parametry są zazwyczaj brane pod uwagę przez badaczy przy analizie właściwości kurczliwych mięśni. Warto również podkreślić, że wpływ masażu tensegracyjnego na badany mięsień odnotowano także w trakcie drugiego pomiaru po interwencji w przeciwieństwie do masażu klasycznego. Oznacza to, że zmiany związane z parametrami tensomiograficznymi w analizowanym mięśniu utrzymywały się dłużej po zastosowaniu masażu tensegracyjnego.

Liczba publikacji dotyczących praktycznego wykorzystania wyników TMG w kontekście m. naprężacza powięzi szerokiej uda jest niewielka. Warto jednak zwrócić uwagę na redukcję czasu opóźnienia tego mięśnia po masażu tensegracyjnym. Uzyskany efekt może być interpretowany jako zwiększenie szybkości reakcji mięśnia redukujące ryzyko występowania niekontrolowanych ruchów pojawiających się ze względu na zbyt późną aktywację mięśnia. Ma to istotne znaczenie w stabilizacji

miednicy, zarówno w pozycji stojącej, jak i w trakcie przemieszczania się, szczególnie wśród osób doświadczających objawów związanych z MSDs^{153,154}.

W kontekście zmiennych miometrycznych zaobserwowano znacznie większe zmiany w grupie, w której zaaplikowano masaż tensegracyjny niż w grupie, w której wykonano masaż klasyczny tylko w częstotliwości naturalnej oscylacji i dekremencie. W przypadku pozostałych zmiennych uzyskano porównywalne wyniki w obrębie grup poddanych interwencji.

Należy zatem stwierdzić, że postawione hipotezy dotyczące m. naprężacza powięzi szerokiej uda zostały tylko częściowo potwierdzone przez uzyskane wyniki przeprowadzonych pomiarów. Obie formy masażu wpływały na właściwości kurczliwe i pasywne właściwości mechaniczne prezentowanego mięśnia. Masaż tensegracyjny był bardziej efektywny niż masaż klasyczny w odniesieniu do wszystkich parametrów tensiomiograficznych i jedynie części parametrów miometrycznych tego mięśnia. Interpretacja uzyskanych wyników nie jest zatem jednoznaczna. Na podstawie zebranych danych nie potwierdzono bezsprzecznie współzależności strukturalnych między m. naprężaczem powięzi szerokiej uda, pasmem biodrowo-piszczelowym i m. strzałkowym długim, które wpływają na funkcjonowanie tych mięśni.

Przeanalizowany w niniejszym projekcie model rozprzestrzeniania napięcia był już wcześniej zaproponowany w koncepcji taśm anatomicznych Myers'a. Autor ten wskazuje na występowanie taśmy bocznej, w której przebiegu zawiera się m.in. współzależność między m. naprężaczem powięzi szerokiej uda a m. strzałkowym długim. Taśma ta zaczyna się w okolicy brzegu nadoczołowego kości czołowej i wyrostka sutkowatego, przechodzi poprzez m. płatowaty głowy i m. mostkowo-obojęzyczkowo-sutkowy na pierwsze i drugie żebro, skąd następnie przebiega w kierunku miednicy poprzez mm. międzyżebrowe zewnętrzne i wewnętrzne oraz mm. skośne brzucha po stronie bocznej. Kontynuacją tej taśmy są m. pośladkowy wielki i m. naprężacz powięzi szerokiej uda, które transmitują napięcie poprzez pasmo biodrowo-piszczelowe powięzi szerokiej uda w kierunku głowy kości strzałkowej i wreszcie na mm. strzałkowe oraz podstawę pierwszej i piątej kości śródstopia⁵⁰.

W metodzie globalnych wzorców posturalnych (GPR) opracowanej przez Souharda również można doszukać się zależności pomiędzy m. naprężaczem powięzi szerokiej uda a mm. strzałkowymi¹⁵⁵. Została ona uwzględniona w łańcuchu bocznym

biodrowym, który zbudowany jest z m. piramidowego, m. pośladkowego wielkiego, m. naprężacza powięzi szerokiej uda i mm. strzałkowych. W metodzie tej nie zostało sprecyzowane za pomocą jakich struktur mięśnie te wchodzą ze sobą w kontakt strukturalny. Sytuacja ta ogranicza możliwość porównania tego łańcucha z układem współzależności prezentowanym w niniejszym projekcie oraz z propozycjami innych badaczy.

Kolejnym autorem, który zakłada zależność pomiędzy m. naprężaczem powięzi szerokiej uda a m. strzałkowym długim jest Colonn. W jego koncepcji współdziałanie tych mięśni jest uwzględnione w obrębie łańcucha spiralnego przedniego i bocznego łańcucha statycznego. Łańcuch spiralny przedni po stronie bocznej składa się z mm. skośnych brzucha, m. poprzecznego brzucha, m. naprężacza powięzi szerokiej uda, krótkiej głowy m. dwugłowego uda i mm. strzałkowych. Natomiast boczny łańcuch statyczny składa się z rozciągniętego podeszwowego, mm. strzałkowych, m. naprężacza powięzi szerokiej uda oraz mm. pośladkowych¹⁵⁶.

W koncepcji GDS nie założono możliwości występowania strukturalnego lub funkcjonalnego połączenia pomiędzy analizowanymi w tym projekcie strukturami. Zgodnie z GDS w kończynie dolnej występuje łańcuch przednio-boczny oraz tylnoboczny. W pierwszym z nich m. naprężacz powięzi szerokiej uda współpracuje z m. piszczelowym przednim i tylnym omijając mm. strzałkowe. Natomiast w drugim łańcuchu wskazana została możliwość przenoszenia napięć pochodzących z m. pośladkowego średniego na mm. strzałkowe poprzez m. dwugłowy uda i m. obszerny boczny bez uwzględnienia pasma biodrowo-piszczelowego powięzi szerokiej uda. Pomimo tego, że taki sposób współpracy pomiędzy badanymi strukturami nie jest wykluczony, trudno jest znaleźć wytłumaczenie bazujące na anatomii uzasadniające wykorzystanie takiego wzorca¹⁵⁰.

Podsumowując powyższe rozważania można zauważyć, że połączenie pomiędzy m. naprężaczem powięzi szerokiej uda a pasmem biodrowo-piszczelowym powięzi szerokiej uda jest dobrze udokumentowane i uznane przez większość autorów¹⁵⁷. Nadal kwestią dyskusyjną pozostaje przenoszenie napięć z pasma biodrowo-piszczelowego na pozostałe struktury sąsiadujące.

5.4 Mocne strony i ograniczenia projektu

Niewątpliwym atutem zrealizowanego projektu jest zaprezentowanie analizowanych połączeń strukturalnych na fotografiach wykonanych w trakcie sekcji anatomicznych. W dostępnej literaturze dotyczącej zależności strukturalnych i funkcjonalnych w obrębie układu mięśniowo-szkieletowego najczęściej nie wykonuje się takich badań ze względu na trudności w dostępie do sal prosektoryjnych. Zazwyczaj doniesienia dotyczące przenoszenia napięć pomiędzy poszczególnymi strukturami oparte są na wiedzy zawartej w atlasach anatomicznych i na własnych doświadczeniach terapeutycznych autorów. Takie podejście ma bezsprzecznie wartość naukową i jest często najskuteczniejszym sposobem na rozpoczęcie badań. Jednakże, w przypadku prób określenia sposobu rozprzestrzeniania się napięcia mięśniowego konieczne jest wyszczególnienie konkretnych obszarów i struktur opierając się na realnym ciele człowieka.

Często podnoszonym kontrargumentem do podejścia bazującego na sekcjach anatomicznych jest fakt, że dostarczają one wiedzy dotyczącej tylko połączeń strukturalnych, nie uwzględniając ich sposobu funkcjonowania w żywym organizmie. Ta droga badawcza obciążona jest ryzykiem zignorowania wpływu na transmitowanie napięcia mięśniowego struktur, takich jak nerwy, naczynia krwionośne lub obecności płynów, np. krwi, limfy, wody.

Obecnie najbardziej kompleksowym podejściem wydaje się być zestawienie danych uzyskanych w trakcie sekcji anatomicznych z danymi przedstawiającymi zależności funkcjonalne pomiędzy analizowanymi strukturami. W niniejszej dysertacji podjęto próbę przeprowadzenia eksperymentu zgodnie z tym założeniem. Innowacją jest wykorzystanie dwóch metod pomiarowych, do tej pory rzadko wykorzystywanych przez fizjoterapeutów. Pierwszą z nich była tensomiografia umożliwiającą analizę parametrów charakteryzujących skurcz badanego mięśnia po zaaplikowaniu krótkotrwałego impulsu elektrycznego. Drugą metodą była miometria pozwalająca na ocenę właściwości analizowanej tkanki w spoczynku poprzez jej mechaniczne odkształcenie.

Do ograniczeń projektu należy zaliczyć fakt, że masaż aplikowany w grupach badanych był wykonywany przez terapeutę, który wiedział jaki rodzaj terapii stosuje. Dodatkowo pacjenci w grupie kontrolnej byli świadomi, że nie są poddawani terapii.

W projekcie nie zastosowano więc podwójnie ślepej próby. Należy jednak wziąć pod uwagę specyfikę stosowanej interwencji. Wykorzystanie placebo jest w przypadku masażu utrudnione, ponieważ nawet najlżejszy kontakt terapeuty z ciałem pacjenta prowadzi do pobudzenia receptorów i odkształcenia powięzi. Zgodnie z koncepcją tensegracji jest to szczególnie istotne gdyż może to oznaczać, że zmiany te zostaną rozprzestrzenione na inne części układu mięśniowo-szkieletowego i wpłyną na wyniki.

Eksperyment przeprowadzono na zdrowych mężczyznach, co niekorzystnie wpływa na możliwość generalizacji wyników, bądź ich wykorzystania w warunkach klinicznych. Warto zaznaczyć, że koncepcje związane ze współzależnościami mięśniowo-powięziowymi są relatywnie młode i większość prezentowanych przez badaczy modeli odnosi się do zdrowej populacji. Tego typu eksperymenty muszą być jednak przeprowadzone jako swoisty punkt wyjścia. W przyszłości, po ugruntowaniu wiedzy na temat sposobu rozprzestrzeniania się napięć w układzie mięśniowo-szkieletowym, konieczne będzie przeprowadzenie analiz uwzględniających dodatkowe zmienne, np. poszczególne jednostki chorobowe.

W projekcie wykazano, że efekt masażu tensegracyjnego utrzymuje się 15 min po zabiegu. Jest to względnie krótki czas, został on jednak wybrany w odpowiedzi na niespójne doniesienia obecne w literaturze. W publikacjach istnieje duża rozbieżność odnosząca się do czasu utrzymywania się efektu. W większości opracowań czas ten zawiera się w przedziale od 3 do 30 min.

W przypadku kontynuacji badań należy przede wszystkim podjąć próbę wyeliminowania ograniczeń występujących w zaprezentowanej dysertacji. Zdaniem autora należy także wydłużyć czas obserwacji pacjentów po zastosowaniu interwencji. Istotną sprawą wymagającą analizy jest także ustalenie i przetestowanie połączeń strukturalnych pomiędzy innym elementami budującymi układ mięśniowo-szkieletowy.

6 WNIOSKI

Na podstawie analizy zmian parametrów opisujących właściwości kurczliwe i pasywne właściwości mechaniczne m. naramiennego, m. najszerzego grzbietu oraz m. naprężacza powięzi szerokiej uda po zastosowaniu masażu klasycznego oraz tensegracyjnego w porównaniu z grupą kontrolną można sformułować następujące wnioski:

1. Zastosowane wśród osób badanych interwencje spowodowały poprawę większości parametrów tensomiograficznych m. naramiennego, m. najszerzego grzbietu i m. naprężacza powięzi szerokiej uda w porównaniu z grupą kontrolną. Zmian nie zaobserwowano jedynie w czasie skurczu m. najszerzego grzbietu.
2. Obie formy masażu korzystnie wpływały na większość pasywnych właściwości mechanicznych m. naramiennego, m. najszerzego grzbietu i m. naprężacza powięzi szerokiej uda w porównaniu z grupą kontrolną. Zmianie nie uległo pełzanie wszystkich badanych mięśni, dekrement i relaksacja m. najszerzego grzbietu oraz sztywność m. naprężacza powięzi szerokiej uda.
3. Wpływ masażu tensegracyjnego był większy niż masażu klasycznego w kontekście wszystkich parametrów tensomiograficznych m. naramiennego. Ten rodzaj masażu oddziaływał także znacznie niż masaż klasyczny na czas opóźnienia i narastania skurczu oraz przemieszczenie m. naprężacza powięzi szerokiej uda. W przypadku m. najszerzego grzbietu nie wystąpiła różnica pomiędzy zastosowanymi interwencjami.
4. Masaż tensegracyjny m. naramiennego wywoływał istotniejsze zmiany parametrów miometrycznych niż masaż klasyczny. W obrębie m. naprężacza powięzi szerokiej uda masaż tensegracyjny był skuteczniejszy niż klasyczny tylko w odniesieniu do częstotliwości oscylacji i dekrementu. Pasywne właściwości m. najszerzego grzbietu nie różniły się między badanymi grupami.
5. Zmiany właściwości kurczliwych m. naramiennego utrzymywały się dłużej po zastosowaniu masażu tensegracyjnego w porównaniu do masażu klasycznego. W przypadku m. naprężacza powięzi szerokiej uda występowały podobne zmiany dotyczące parametrów miometrycznych za wyjątkiem czasu relaksacji. W obrębie m. najszerzego grzbietu nie stwierdzono różnic pomiędzy grupami badanymi.

6. Masaż tensegracyjny wywoływał trwalsze zmiany niż masaż klasyczny w większości parametrów miometrycznych m. naramiennego (oprócz pełzania) i m. naprężacza powięzi szerokiej uda (oprócz sztywności i pełzania).

7 PIŚMIENNICTWO

1. Field T. Massage therapy research review. *Complement Ther Clin Pract.* 2014;20(4):224-229. doi:10.1016/j.ctcp.2014.07.002
2. Ooi SL, Smith L, Pak SC. Evidence-informed massage therapy – an Australian practitioner perspective. *Complement Ther Clin Pract.* 2018;31:325-331. doi:10.1016/j.ctcp.2018.04.004
3. Kong LJ, Zhan HS, Cheng YW, Yuan WA, Chen B, Fang M. Massage therapy for neck and shoulder pain: A systematic review and meta-analysis. *Evid Based Complement Alternat Med.* 2013;10. doi:10.1155/2013/613279
4. Kennedy A, Cambron J, Sharpe P, Travillian R, Saunders R. Clarifying Definitions for the Massage Therapy Profession: the Results of the Best Practices Symposium. *Int J Ther Massage Bodywork.* 2016;9(3):15-26. doi:10.3822/ijtmb.v9i3.312
5. Zhang Q, Sun Z, Yue J. Massage therapy for preventing pressure ulcers. *Cochrane Database Syst Rev.* 2015;2015(6). doi:10.1002/14651858.CD010518.pub2
6. Galloway SDR, Watt JM. Massage provision by physiotherapists at major athletics events between 1987 and 1998. *Br J Sports Med.* 2004;38(2):235-237. doi:10.1136/bjsm.2002.003145
7. Kassolik K, Rajkowska-Labon E, Wilk I, et al. Recommendations of the polish society of physiotherapy, the polish society of family medicine, the college of family physicians in poland and the european rural and isolated practitioners association regarding the use of simple forms of physiotherapy, including massage and self-massage in primary care, endorsed by the polish society of physiotherapy specialists. *Fam Med Prim Care Rev.* 2019;21(3):277-288. doi:10.5114/fmpcr.2019.88388
8. Nemati D, Hinrichs R, Johnson A, Lauche R, Munk N. Massage Therapy as a Self-Management Strategy for Musculoskeletal Pain and Chronic Conditions: A Systematic Review of Feasibility and Scope. *J Altern Complement Med.* 2024;30(4):319-335. doi:10.1089/jicm.2023.0271
9. Miri S, Hosseini SJ, Ghorbani Vajargah P, et al. Effects of massage therapy on pain and anxiety intensity in patients with burns: A systematic review and meta-analysis. *Int Wound J.* 2023;20(6):2440-2458. doi:10.1111/iwj.14089
10. Mollà-Casanova S, Sempere-Rubio N, Muñoz-Gómez E, Aguilar-Rodríguez M, Serra-Añó P, Inglés M. Effects of massage therapy alone or together with passive mobilisations on weight gain and length of hospitalisation in preterm infants: Systematic review and meta-analysis. *Early Hum Dev.* 2023;182:105790. doi:10.1016/j.earlhumdev.2023.105790

11. Yin P, Gao N, Wu J, Litscher G, Xu S. Adverse Events of Massage Therapy in Pain-Related Conditions: A Systematic Review. *J Evid Based Complementary Altern Med*. 2014;2014(1). doi:10.1155/2014/480956
12. El-Tallawy SN, Nalamasu R, Salem GI, LeQuang JAK, Pergolizzi J V., Christo PJ. Management of Musculoskeletal Pain: An Update with Emphasis on Chronic Musculoskeletal Pain. *Pain Ther*. 2021;10(1):181-209. doi:10.1007/s40122-021-00235-2
13. Bervoets DC, Luijsterburg PAJ, Alessie JJN, Buijs MJ, Verhagen AP. Massage therapy has short-term benefits for people with common musculoskeletal disorders compared to no treatment: a systematic review. *J Physiother*. 2015;61(3):106-116. doi:10.1016/J.JPHYS.2015.05.018
14. Weerapong P, Hume PA, Kolt GS. The mechanisms of massage and effects on performance, muscle recovery and injury prevention. *Sports Med*. 2005;35(3):235-256. doi:10.2165/00007256-200535030-00004
15. Needs D, Blotter J, Cowan M, Fellingham G, Johnson AW, Feland JB. Effect of Localized Vibration Massage on Popliteal Blood Flow. *J Clin Med*. 2023;12(5):2047. doi:10.3390/jcm12052047
16. Dakić M, Toskić L, Ilić V, Đurić S, Dopsaj M, Šimenko J. The Effects of Massage Therapy on Sport and Exercise Performance: A Systematic Review. *Sports*. 2023;11(6):110. doi:10.3390/sports11060110
17. Gasibat Q, Suwehli W. Determining the Benefits of Massage Mechanisms: A Review of Literature. *J Rehabil Sci*. 2017;2(3):58-67. doi:10.11648/j.rs.20170203.12
18. Roslanowski A, Partynska A, Ratajczak-Wielgomas K, et al. Effects of the Foam Massage Roller on VEGF-A and FGF-2 Blood Levels in Young Men. *In Vivo (Brooklyn)*. 2023;37(5):2057-2069. doi:10.21873/invivo.13303
19. Miyaji A, Sugimori K, Hayashi N. Short- and long-term effects of using a facial massage roller on facial skin blood flow and vascular reactivity. *Complement Ther Med*. 2018;41:271-276. doi:10.1016/j.ctim.2018.09.009
20. Sudhakar S, Kirthika S V, J C, M SK. Enhancing Skeletal Muscle Rehabilitation: The Effects of Diclofenac Phonophoresis and Shock Wave Therapy on Serum Creatine Kinase in Athletes With Delayed-Onset Muscle Soreness. *Cureus*. Published online September 30, 2023. doi:10.7759/cureus.46267
21. Van Pelt DW, Lawrence MM, Miller BF, Butterfield TA, Dupont-Versteegden EE. Massage as a Mechanotherapy for Skeletal Muscle. *Exerc Sport Sci Rev*. 2021;49(2):107-114. doi:10.1249/JES.0000000000000244
22. Miller BF, Hamilton KL, Majeed ZR, et al. Enhanced skeletal muscle regrowth and remodelling in massaged and contralateral non-massaged hindlimb. *J Physiol*. 2018;596(1):83-103. doi:10.1113/JP275089

23. Waters-Banker C, Butterfield TA, Dupont-Versteegden EE. Immunomodulatory effects of massage on nonperturbed skeletal muscle in rats. *J Appl Physiol.* 2014;116(2):164-175. doi:10.1152/japplphysiol.00573.2013
24. Lawrence MM, Van Pelt DW, Confides AL, et al. Massage as a mechanotherapy promotes skeletal muscle protein and ribosomal turnover but does not mitigate muscle atrophy during disuse in adult rats. *Acta Physiol.* 2020;229(3). doi:10.1111/apha.13460
25. Heitler B. Primary Afferent Depolarization and the Gate Control Theory of Pain: a tutorial simulation. *JUNE.* 2023;22(1). doi:10.59390/PWFC1224
26. Comitato A, Bardoni R. Presynaptic Inhibition of Pain and Touch in the Spinal Cord: From Receptors to Circuits. *Int J Mol Sci.* 2021;22(1):414. doi:10.3390/ijms22010414
27. Michaelides A, Zis P. Depression, anxiety and acute pain: links and management challenges. *Postgrad Med.* 2019;131(7):438-444. doi:10.1080/00325481.2019.1663705
28. Miller J, Dunion A, Dunn N, et al. Effect of a Brief Massage on Pain, Anxiety, and Satisfaction With Pain Management in Postoperative Orthopaedic Patients. *Orthop Nurs.* 2015;34(4):227-234. doi:10.1097/NOR.0000000000000163
29. Fricker F, Barbotte MV, Pallot G, et al. Positive psychological effects of seated acupressure massage are associated with a rise in plasma oxytocin without affecting CGRP levels or circulating IL-6. *Compr Psychoneuroendocrinol.* 2024;17:100220. doi:10.1016/j.cpne.2023.100220
30. Tarigan CU, Kushartanti W, Sukarmin Y, Komarudin K, Hijriansyah DK. A review of massage on physiological and psychological performance. *Pol J Physiother.* 2024;24(1):304-312. doi:10.56984/8ZG2EF8b3T
31. Eriksson Crommert M, Lacourpaille L, Heales LJ, Tucker K, Hug F. Massage induces an immediate, albeit short-term, reduction in muscle stiffness. *Scand J Med Sci Sports.* 2015;25(5):490-496. doi:10.1111/sms.12341
32. Piwecki M, Wilk I, Kassolik K. Impact of a 5-min massage session on the gastrocnemius contractile and passive mechanical properties in young adults - A randomized controlled trial. *J Bodyw Mov Ther.* 2024;40:899-906. doi:10.1016/j.jbmt.2024.06.010
33. Page P. Current concepts in muscle stretching for exercise and rehabilitation. *Int J Sports Phys Ther.* 2012;7(1):109-119.
34. Konrad A, Alizadeh S, Daneshjoo A, et al. Chronic effects of stretching on range of motion with consideration of potential moderating variables: A systematic review with meta-analysis. *J Sport Health Sci.* 2024;13(2):186-194. doi:10.1016/j.jshs.2023.06.002

35. Behm DG, Alizadeh S, Daneshjoo A, Konrad A. Potential Effects of Dynamic Stretching on Injury Incidence of Athletes: A Narrative Review of Risk Factors. *Sports Med.* 2023;53(7):1359-1373. doi:10.1007/s40279-023-01847-8
36. Stecco C, Hammer WI. *Functional Atlas of the Human Fascial System*. 1st ed. Churchill Livingstone; 2014.
37. Young JD, Spence AJ, Behm DG. Roller massage decreases spinal excitability to the soleus. *J Appl Physiol.* 2018;124(4):950-959. doi:10.1152/japplphysiol.00732.2017
38. Behm DG, Peach A, Maddigan M, et al. Massage and stretching reduce spinal reflex excitability without affecting twitch contractile properties. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23(5):1215-1221. doi:10.1016/j.jelekin.2013.05.002
39. Loghmani MT, Warden SJ. Instrument-assisted cross fiber massage increases tissue perfusion and alters microvascular morphology in the vicinity of healing knee ligaments. *BMC Complement Altern Med.* 2013;13(1):240. doi:10.1186/1472-6882-13-240
40. Anloague A, Mahoney A, Ogunbekun O, et al. Mechanical stimulation of human dermal fibroblasts regulates pro-inflammatory cytokines: potential insight into soft tissue manual therapies. *BMC Res Notes.* 2020;13(1):400. doi:10.1186/s13104-020-05249-1
41. Gasibat Q, Suwehli W. Determining the Benefits of Massage Mechanisms: A Review of Literature. *J Rehabil Sci.* 2017;2(3):58-67. doi:10.11648/j.rs.20170203.12
42. Furlan AD, Yazdi F, Tsertsvadze A, et al. Complementary and alternative therapies for back pain II. *Evid Rep Technol Assess (Full Rep)*. 2010;(194):1-764.
43. Crawford C, Boyd C, Paat CF, et al. The Impact of Massage Therapy on Function in Pain Populations—A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials: Part I, Patients Experiencing Pain in the General Population. *Pain Med.* 2016;17(7):1353-1375. doi:10.1093/pm/pnw099
44. Donoyama N, Shibasaki M. Differences in practitioners' proficiency affect the effectiveness of massage therapy on physical and psychological states. *J Bodyw Mov Ther.* 2010;14(3):239-244. doi:10.1016/j.jbmt.2009.01.007
45. Cottingham P, Adams J, Vempati R, Dunn J, Sibbritt D. The Characteristics, Experiences and Perceptions of Registered Massage Therapists in New Zealand: Results from a National Survey of Practitioners. *Int J Ther Massage Bodywork.* 2018;11(2):11-24.
46. Miake-Lye IM, Mak S, Lee J, et al. Massage for Pain: An Evidence Map. *J Altern Complement Med.* 2019;25(5):475-502. doi:10.1089/acm.2018.0282
47. Kennedy AB, Cambron JA, Sharpe PA, Travillian RS, Saunders RP. Process for massage therapy practice and essential assessment. *J Bodyw Mov Ther.* 2016;20(3):484-496. doi:10.1016/j.jbmt.2016.01.007

48. Scholten P, Chekka K, Benzon HT. Physical Examination of the Patient With Pain. In: *Essentials of Pain Medicine*. 1st ed. Elsevier; 2018:27-38. doi:10.1016/B978-0-323-40196-8.00004-8
49. Donatelli RA, Irwin JP, Johanson MA, Gonzalez-King BZ. Differential Soft Tissue Diagnosis. In: *Physical Therapy of the Shoulder*. Elsevier; 2004:89-129. doi:10.1016/B978-044306614-6.50006-5
50. Myers T. *Anatomy Trains Myofascial Meridians for Manual Therapists and Movement Professionals*. 2nd ed. Churchill Livingstone Elsevier; 2010.
51. Moraska A, Pollini RA, Boulanger K, Brooks MZ, Teitlebaum L. Physiological Adjustments to Stress Measures Following Massage Therapy: A Review of the Literature. *Evid Based Complement Alternat Med*. 2010;7(4):409-418. doi:10.1093/ecam/nen029
52. Brumitt J, Don SE, Ct L, Brummitt J. The role of massage in sports performance and rehabilitation: current evidence and future direction. *N Am J Sports Phys Ther*. 2008;3(1):7-21.
53. Falkensteiner M, Mantovan F, Müller I, Them C. The Use of Massage Therapy for Reducing Pain, Anxiety, and Depression in Oncological Palliative Care Patients: A Narrative Review of the Literature. *ISRN Nurs*. 2011;2011:1-8. doi:10.5402/2011/929868
54. Mizgier P, Kassolik K, Andrzejewski W. Skuteczność serii 10 zabiegów masażu klasycznego w zespole bólowym dolnego odcinka kręgosłupa. *Rehabilitacja w Praktyce*. 2009;3:44-46.
55. Kang T, Kim B. Cervical and scapula-focused resistance exercise program versus trapezius massage in patients with chronic neck pain: A randomized controlled trial. *Medicine*. 2022;101(39):E30887. doi:10.1097/MD.00000000000030887
56. HAAS C, BUTTERFIELD TA, ABSHIRE S, et al. Massage Timing Affects Postexercise Muscle Recovery and Inflammation in a Rabbit Model. *Med Sci Sports Exerc*. 2013;45(6):1105-1112. doi:10.1249/MSS.0b013e31827fdf18
57. Field T. Massage therapy research review. *Complement Ther Clin Pract*. 2016;24:19-31. doi:10.1016/j.ctcp.2016.04.005
58. Narodowy Fundusz Zdrowia. *Rozporządzenie Ministra Zdrowia w Sprawie Świadczeń Gwarantowanych z Zakresu Rehabilitacji Leczniczej*.; 2021:13.
59. Zborowski A. *Masaż Klasyczny*. I. AZ Adam Zborowski; 2008.
60. Porcino BsPHAJ, Boon PHS, Page PSA, Verhoef PMJ. Exploring the Nature of Therapeutic Massage Bodywork Practice. *Int J Ther Massage Bodyw: Res Educ Pract*. 2013;6(1). doi:10.3822/ijtmb.v6i1.168
61. Walton T. Medical conditions and massage therapy: a decision tree approach. Published online 2011:11-15.

62. Snelson K. Snelson On The Tensegrity Invention. *Int J Space Struct.* 1996;11(1-2):43-48. doi:10.1177/026635119601-207
63. Tavakoli A, Gisin N. The Platonic solids and fundamental tests of quantum mechanics. *Quantum.* 2020;4:293. doi:10.22331/q-2020-07-09-293
64. Fuller RB, Applewhite EJ. Synergetics: explorations in the geometry of thinking. 1975;1:641-712.
65. Fraternali F, Stehling N, Amendola A, Tiban Anrango BA, Holland C, Rodenburg C. Tensegrity Modelling and the High Toughness of Spider Dragline Silk. *Nanomaterials.* 2020;10(8):1510. doi:10.3390/nano10081510
66. Atkinson D. National Aeronautics and Space Administration Final Report Phase II Super Ball Bot-Structures for Planetary Landing and Exploration for the NASA Innovative Advanced Concepts (NIAC) Program NASA Innovative Advanced Concepts. Published online 2015:13-15.
67. Gomez-Jauregui V, Carrillo-Rodriguez A, Manchado C, Lastra-Gonzalez P. Tensegrity Applications to Architecture, Engineering and Robotics: A Review. *Appl Sci.* 2023;13(15):8669. doi:10.3390/app13158669
68. Gardiner J. Cytoskeletal tensegrity in microgravity. *Life.* 2021;11(10). doi:10.3390/life11101091
69. Boghdady CM, Kalashnikov N, Mok S, McCaffrey L, Moraes C. Revisiting tissue tensegrity: Biomaterial-based approaches to measure forces across length scales. *APL Bioeng.* 2021;5(4). doi:10.1063/5.0046093
70. Ingber DE, Wang N, Stamenović D. Tensegrity, cellular biophysics, and the mechanics of living systems. *Rep Prog Phys.* 2014;77(4):046603. doi:10.1088/0034-4885/77/4/046603
71. Mikołajczyk A, Kocięcki M, Szylińska A, Listewnik M, Gębska M. Use of the structural tensegration concept in the Stecco fascial manipulation method. *Pomeranian J Life Sci.* 2014;60(2):59-64. <https://www.researchgate.net/publication/344821781>
72. Swanson RL 2nd. Biotensegrity: a unifying theory of biological architecture with applications to osteopathic practice, education, and research - a review and analysis. *J Am Osteopath Assoc.* 2013;113(1):34-52. doi:10.7556/jaoa.2013.113.1.34
73. Myers TW. Tension-dependent structures in a stretch-activated system. *J Bodyw Mov Ther.* 2020;24(1):131-133. doi:10.1016/j.jbmt.2019.12.001
74. Ingber DE. Tensegrity I. Cell structure and hierarchical systems biology. *J Cell Sci.* 2003;116(7):1157-1173. doi:10.1242/jcs.00359
75. Kassolik K, Andrzejewski W. Masaż tensegracyjny. In: Wydawnictwo MedPharm; 2010:14-23.

76. Yamada T, Richiart D, Tumminia SJ, Russell P. The tensegrity model applied to the lens: a hypothesis for the presence of the fiber cell ball and sockets. *Med Hypotheses*. 2000;55(1):36-39. doi:10.1054/mehy.1999.0994
77. Masi AT, Hannon JC. Human resting muscle tone (HRMT): Narrative introduction and modern concepts. *J Bodyw Mov Ther*. 2008;12(4):320-332. doi:10.1016/j.jbmt.2008.05.007
78. Scarr G. Biotensegrity: What is the big deal? *J Bodyw Mov Ther*. 2020;24(1):134-137. doi:10.1016/j.jbmt.2019.09.006
79. Turrina A, Martínez-González MA, Stecco C. The muscular force transmission system: Role of the intramuscular connective tissue. *J Bodyw Mov Ther*. 2013;17(1):95-102. doi:10.1016/j.jbmt.2012.06.001
80. Purslow PP. Muscle fascia and force transmission. *J Bodyw Mov Ther*. 2010;14(4):411-417. doi:10.1016/j.jbmt.2010.01.005
81. Benetazzo L, Bizzego A, De Caro R, Frigo G, Guidolin D, Stecco C. 3D reconstruction of the crural and thoracolumbar fasciae. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 2011;33(10):855-862. doi:10.1007/s00276-010-0757-7
82. Purslow PP. The Extracellular Matrix of Skeletal and Cardiac Muscle. In: *Collagen*. Springer US; 2008:325-357. doi:10.1007/978-0-387-73906-9_12
83. Stecco A, Giordani F, Fede C, Pirri C, De Caro R, Stecco C. From Muscle to the Myofascial Unit: Current Evidence and Future Perspectives. *Int J Mol Sci*. 2023;24(5):4527. doi:10.3390/ijms24054527
84. Bordoni B, Lagana MM. Bone Tissue is an Integral Part of the Fascial System. *Cureus*. Published online January 3, 2019. doi:10.7759/cureus.3824
85. Bordoni B, Simonelli M, Morabito B. The Other Side of the Fascia: The Smooth Muscle Part 1. *Cureus*. Published online May 13, 2019. doi:10.7759/cureus.4651
86. Di X, Gao X, Peng L, et al. Cellular mechanotransduction in health and diseases: from molecular mechanism to therapeutic targets. *Signal Transduct Target Ther*. 2023;8(1):282. doi:10.1038/s41392-023-01501-9
87. Kerkman JN, Daffertshofer A, Gollo LL, Breakspear M, Boonstra TW. Network structure of the human musculoskeletal system shapes neural interactions on multiple time scales. *Sci Adv*. 2018;4(6). doi:10.1126/sciadv.aat0497
88. Bobak-Powroźnik K, Jaworek J. The phenomenon of tensegration in the musculoskeletal system. *Art of Healing*. 2021;1:37-42. doi:10.34938/4s7s-nx08
89. Tamartash H, Bahrpeyma F, Dizaji MM. The Effect of Remote Myofascial Release on Chronic Nonspecific Low Back Pain With Hamstrings Tightness. *J Sport Rehabil*. 2023;32(5):549-556. doi:10.1123/jsr.2022-0141
90. Bordoni B, Myers T. A Review of the Theoretical Fascial Models: Biotensegrity, Fascintegrity, and Myofascial Chains. *Cureus*. 2020;12(2). doi:10.7759/cureus.7092

91. Kapandji IA. *Anatomia Funkcjonalna Stawów*. Vol 3. 7th ed. : Edra Urban & Partner; 2020.
92. Michael V. Half Full or Half Empty? *The Journal of The Rolf Institute*. 2009;46(3). www.rolf.org
93. Kassolik K, Andrzejewski W, Trzęsicka E. Role of the tensegrity rule in theoretical basis of massage therapy. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2007;20(1):15-20. doi:10.3233/BMR-2007-20103
94. Lombardo S, Hilde G, Småstuen MC, Grotle M. Effect of Godelieve Denys-Struyf (GDS) muscle and articulation chain treatment on clinical variables of patients with chronic low back pain and lumbar disc degeneration: a pilot feasibility randomized controlled trial. *Pilot Feasibility Stud*. 2023;9(1):44. doi:10.1186/s40814-023-01268-4
95. Cnudde M, Borrel M, Girolid S, Vanderheyden-Busquet M, Busquet L. Effets des postures de relâchement selon la méthode Busquet dans une population saine : essai contrôlé randomisé. *Kinésithérapie, la Revue*. 2019;19(205):10-17. doi:10.1016/j.kine.2018.10.011
96. Hafen GI. Reliabilitätsstudie des Befunds nach dem Mechanical Link. *Osteopathische Medizin*. 2019;20(1):21-26. doi:10.1016/S1615-9071(19)30013-9
97. Bordoni B. The Shape and Function of Solid Fascias Depend on the Presence of Liquid Fascias. *Cureus*. Published online February 10, 2020. doi:10.7759/cureus.6939
98. Bordoni B, Marelli F, Morabito B, Castagna R. A New Concept of Biotensegrity Incorporating Liquid Tissues: Blood and Lymph. *J Evid Based Integr Med*. 2018;23. doi:10.1177/2515690X18792838
99. Bordoni B, Lintonbon D, Morabito B. Meaning of the Solid and Liquid Fascia to Reconsider the Model of Biotensegrity. *Cureus*. Published online July 5, 2018. doi:10.7759/cureus.2922
100. Krause F, Wilke J, Vogt L, Banzer W. Intermuscular force transmission along myofascial chains: A systematic review. *J Anat*. 2016;228(6):910-918. doi:10.1111/joa.12464
101. Mete O, Kaya DO, Keskin M, Celenay ST. Western Massage Therapies in the Management of Neck Pain: A Systematic Review. *J Manipulative Physiol Ther*. 2023;46(1):37-51. doi:10.1016/j.jmpt.2023.05.003
102. Thomson D, Gupta A, Arundell J, Crosbie J. Deep soft-tissue massage applied to healthy calf muscle has no effect on passive mechanical properties: a randomized, single-blind, cross-over study. *BMC Sports Sci Med Rehabil*. 2016;7(21). doi:10.1186/s13102-015-0015-8
103. Davis HL, Alabed S, Chico TJA. Effect of sports massage on performance and recovery: a systematic review and meta-analysis. *BMJ Open Sport Exerc Med*. 2020;6(1). doi:10.1136/bmjsem-2019-000614

104. Polastri M, Clini EM, Nava S, Ambrosino N. Manual Massage Therapy for Patients with COPD: A Scoping Review. *Medicina (B Aires)*. 2019;55(5). doi:10.3390/MEDICINA55050151
105. Bervoets DC, Luijsterburg PAJ, Alessie JJN, Buijs MJ, Verhagen AP. Massage therapy has short-term benefits for people with common musculoskeletal disorders compared to no treatment: a systematic review. *J Physiother*. 2015;61(3):106-116. doi:10.1016/J.JPHYS.2015.05.018
106. Mollà-Casanova S, Sempere-Rubio N, Muñoz-Gómez E, Aguilar-Rodríguez M, Serra-Añó P, Inglés M. Effects of massage therapy alone or together with passive mobilisations on weight gain and length of hospitalisation in preterm infants: Systematic review and meta-analysis. *Early Hum Dev*. 2023;182. doi:10.1016/j.earlhumdev.2023.105790
107. Kassolik K, Andrzejewski W, Brzozowski M, et al. Comparison of Massage Based on the Tensegrity Principle and Classic Massage in Treating Chronic Shoulder Pain. *J Manipulative Physiol Ther*. 2013;36(7):418-427. doi:10.1016/j.jmpt.2013.06.004
108. Gabriel A, Konrad A, Roidl A, et al. Myofascial Treatment Techniques on the Plantar Surface Influence Functional Performance in the Dorsal Kinetic Chain. *J Sports Sci Med*. Published online November 8, 2021:13-22. doi:10.52082/jssm.2022.13
109. Gerivani A, Sadeghi T, Hossein Moonaghi K, Zendedel A. Integrating of Anatomy and Physiology courses in basic medical sciences (case study in Mashhad Faculty of Medicine). *Future Med Educ J*. 2020;10(4). doi:10.22038/FMEJ.2020.48087.1327
110. Lee SH, Kim JY, Yeo S, Kim SH, Lim S. Meta-Analysis of Massage Therapy on Cancer Pain. *Integr Cancer Ther*. 2015;14(4):297-304. doi:10.1177/1534735415572885
111. Fitri SYR, Nasution SK, Nurhidayah I, Maryam NNA. Massage therapy as a non-pharmacological analgesia for procedural pain in neonates: A scoping review. *Complement Ther Med*. 2021;59. doi:10.1016/J.CTIM.2021.102735
112. Heidari Z, Shahrbanian S, Chiu C. Massage therapy as a complementary and alternative approach for people with multiple sclerosis: a systematic review. *Disabil Rehabil*. 2022;44(20):5758-5769. doi:10.1080/09638288.2021.1949051
113. Angelopoulou E, Anagnostouli M, Chrousos GP, Bougea A. Massage therapy as a complementary treatment for Parkinson's disease: A Systematic Literature Review. *Complement Ther Med*. 2020;49:102340. doi:10.1016/j.ctim.2020.102340
114. Kassolik K, Jaskólska A, Kisiel-Sajewicz K, Marusiak J, Kawczyński A, Jaskólski A. Tensegrity principle in massage demonstrated by electro- and mechanomyography. *J Bodyw Mov Ther*. 2009;13(2):164-170. doi:10.1016/j.jbmt.2007.11.002

115. Moise S, Hampton D. The Reliability of Tensiomyography for Assessment of Muscle Function: A Systematic Review. *UCF DPT Research Capstone*. Published online 2021:24. <https://stars.library.ucf.edu/dpt-capstone/24>
116. Martín-Rodríguez S, Loturco I, Hunter AM, Rodríguez-Ruiz D, Munguia-Izquierdo D. Reliability and measurement error of tensiomyography to assess mechanical muscle function: A systematic review. *J Strength Cond Res*. 2017;31(12):3524-3536. doi:10.1519/JSC.0000000000002250
117. Seidl L, Tosovic D, Brown JM. Test-Retest Reliability and Reproducibility of Laser- versus Contact-Displacement Sensors in Mechanomyography: Implications for Musculoskeletal Research. *J Appl Biomech*. 2017;33(2):130-136. doi:10.1123/jab.2016-0085
118. Park S. Theory and usage of tensiomyography and the analysis method for the patient with low back pain. *J Exerc Rehabil*. 2020;16(4):325-331. doi:10.12965/jer.2040420.210
119. Dontje ML, Dall PM, Skelton DA, Gill JMR, Chastin SFM. Reliability, minimal detectable change and responsiveness to change: Indicators to select the best method to measure sedentary behaviour in older adults in different study designs. *PLoS One*. 2018;13(4):e0195424. doi:10.1371/journal.pone.0195424
120. Lettner J, Królikowska A, Ramadanov N, et al. Evaluating the Reliability of MyotonPro in Assessing Muscle Properties: A Systematic Review of Diagnostic Test Accuracy. *Medicina (B Aires)*. 2024;60(6):851. doi:10.3390/medicina60060851
121. Triantafyllou G, Duparc F, Tsakotos G, Piagkou M. A unique origin of the brachioradialis muscle from the triceps brachii. *Anat Sci Int*. Published online March 25, 2025. doi:10.1007/s12565-025-00833-6
122. Tubbs RS. Anatomy of the lateral intermuscular septum of the arm and its relationships to the radial nerve and its proximal branches Laboratory investigation. *J Neurosurg*. 2009;111(3):638-638. doi:10.3171/2009.3.JNS09140
123. Stecco C. *Atlas Funkcjonalny Układu Powięziowego Człowieka* . Wydawnictwo WSEiT, Wydawnictwo Galilea; 2016.
124. Bochenek A, Reicher M, Bilikiewicz T, Stołyhwo E, Hiller S. Anatomia człowieka Tom I. In: Vol 1. VIII. Wydawnictwo Lekarskie PZWL; 2010:805, 897.
125. Wilke J, Engeroff T, Nürnberger F, Vogt L, Banzer W. Anatomical study of the morphological continuity between iliotibial tract and the fibularis longus fascia. *Surg Radiol Anat*. 2016;38(3):349-352. doi:10.1007/s00276-015-1585-6
126. Souza RR de, Toebe M, Mello AC, Bittencourt KC. Sample size and Shapiro-Wilk test: An analysis for soybean grain yield. *Eur J Agron*. 2023;142:126666. doi:10.1016/j.eja.2022.126666

127. Le Boedec K. Sensitivity and specificity of normality tests and consequences on reference interval accuracy at small sample size: a computer-simulation study. *Vet Clin Pathol*. 2016;45(4):648-656. doi:10.1111/vcp.12390
128. Hair JF, M. Hult GT, Ringle CM, Sarstedt M. *A Primer on Partial Least Squares Structural Equation Modeling (PLS-SEM)*. 2nd ed. Sage Publishing; 2017.
129. Lomax RG. *Statistical Concepts*. 5th ed. Routledge; 2020. doi:10.4324/9780203137802
130. WHO Team: Ageing and Health (AAH) GRCMNC& AH& A (MCA). *WHO Guideline for Non-Surgical Management of Chronic Primary Low Back Pain in Adults in Primary and Community Care Settings*. (World Health Organization, ed.); 2023.
131. Bernstein IA, Malik Q, Carville S, Ward S. Low back pain and sciatica: summary of NICE guidance. *BMJ*. Published online January 6, 2017:i6748. doi:10.1136/bmj.i6748
132. Ratnani I, Fatima S, Abid MM, Surani Z, Surani S. Evidence-Based Medicine: History, Review, Criticisms, and Pitfalls. *Cureus*. Published online February 21, 2023. doi:10.7759/cureus.35266
133. Dayal MR, Owens J, Gibson W, Štrkalj G. Anatomical Knowledge Retention In Physiotherapy Students: A Preliminary Assessment. *Int j anat res*. 2017;5(1.2):3474-3479. doi:10.16965/ijar.2016.485
134. Jay K, Sundstrup E, Søndergaard SD, et al. Specific and cross over effects of massage for muscle soreness: randomized controlled trial. *Int J Sports Phys Ther*. 2014;9(1):82-91.
135. Rocchi JE, Labanca L, Laudani L, Minganti C, Mariani PP, Macaluso A. Timing of Muscle Activation Is Altered During Single-Leg Landing Tasks After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction at the Time of Return to Sport. *Clin J Sport Med*. 2020;30(6):e186-e193. doi:10.1097/JSM.0000000000000659
136. Rusu LD, Cosma GG, Cernaianu SM, et al. Tensiomyography method used for neuromuscular assessment of muscle training. *J Neuroeng Rehabil*. 2013;10(1):67. doi:10.1186/1743-0003-10-67
137. Alcazar J, Csapo R, Ara I, Alegre LM. On the Shape of the Force-Velocity Relationship in Skeletal Muscles: The Linear, the Hyperbolic, and the Double-Hyperbolic. *Front Physiol*. 2019;10. doi:10.3389/fphys.2019.00769
138. Hopwood HJ, Bellinger PM, Compton HR, Bourne MN, Minahan C. The Relevance of Muscle Fiber Type to Physical Characteristics and Performance in Team-Sport Athletes. *Int J Sports Physiol Perform*. 2023;18(3):223-230. doi:10.1123/ijsp.2022-0235
139. Jeknić V, Dopsaj M, Toskić L, Koropanovski N. Muscle Contraction Adaptations in Top-Level Karate Athletes Assessed by Tensiomyography. *Int J Environ Res Public Health*. 2022;19(16). doi:10.3390/ijerph191610309

140. Pišot R, Narici M V., Šimunič B, et al. Whole muscle contractile parameters and thickness loss during 35-day bed rest. *Eur J Appl Physiol.* 2008;104(2):409-414. doi:10.1007/s00421-008-0698-6
141. Vain A. The Phenomenon of Mechanical Stress Transmission in Skeletal Muscles. *Acta Acad Olymp Eston.* 2006;14. www.myoton.com
142. Tsai P, Edison J, Wang C, Sefton J, Manning KQ, Gramlich MW. Myofascial trigger point (MTrP) size and elasticity properties can be used to differentiate characteristics of MTrPs in lower back skeletal muscle. *Sci Rep.* 2024;14(1):7562. doi:10.1038/s41598-024-57733-4
143. Gervasi M, Benelli P, Venerandi R, Fernández-Peña E. Relationship between Muscle-Tendon Stiffness and Drop Jump Performance in Young Male Basketball Players during Developmental Stages. *Int J Environ Res Public Health.* 2022;19(24):17017. doi:10.3390/ijerph192417017
144. Maloney SJ, Richards J, Nixon DGD, Harvey LJ, Fletcher IM. Do stiffness and asymmetries predict change of direction performance? *J Sports Sci.* Published online April 30, 2016:1-10. doi:10.1080/02640414.2016.1179775
145. Lombardo S, Hilde G, Småstuen MC, Grotle M. Effect of Godelieve Denys-Struyf (GDS) muscle and articulation chain treatment on clinical variables of patients with chronic low back pain and lumbar disc degeneration: a pilot feasibility randomized controlled trial. *Pilot Feasibility Stud.* 2023;9(1):44. doi:10.1186/s40814-023-01268-4
146. Stokey PJ, Kaur S, Lee A, Behrens K, Ebraheim N. Anatomy and Deficiency of the Deltoid Muscle: A Review of Literature. *Orthop Rev (Pavia).* 2024;16. doi:10.52965/001c.115352
147. Vohra A, Paul B, Saunders P, et al. Anatomic variations of the deltoid muscle insertion: a cadaveric study. *JSES Int.* 2024;8(3):546-550. doi:10.1016/j.jseint.2024.01.013
148. Krause F, Wilke J, Vogt L, Banzer W. Intermuscular force transmission along myofascial chains: a systematic review. *J Anat.* 2016;228(6):910-918. doi:10.1111/joa.12464
149. Baniasad M, Farahmand F, Arazpour M, Zohoor H. Role and Significance of Trunk and Upper Extremity Muscles in Walker-Assisted Paraplegic Gait: A Case Study. *Top Spinal Cord Inj Rehabil.* 2018;24(1):18-27. doi:10.1310/sci16-00061
150. Richter P, Hebgen E. *Punkty Spustowe i Łańcuchy Mięśniowo-Powięziowe w Osteopatii i Terapii Manualnej.* 1st ed. Galaktyka; 2014.
151. Barcalová M, Zivcak J, Lenková R, et al. The use of noninvasive diagnostic methods in the assessment of postural changes in university students. *Lekar a technika – Clinician and Technology.* 2017;1(47):23-29.
152. Smišek R, Smišková K, Smišková Z. *Spiral Stabilization of the Spine : 12 Basic Exercises : Treatment and Prevention of Back Pain Using the SM-System*

Method: Functional Stabilization and Mobilization of the Spine. 2nd ed. Medisport; 2015.

153. Besomi M, Maclachlan L, Mellor R, Vicenzino B, Hodges PW. Tensor Fascia Latae Muscle Structure and Activation in Individuals With Lower Limb Musculoskeletal Conditions: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med*. 2020;50(5):965-985. doi:10.1007/s40279-019-01251-1
154. Iyengar KP, Azzopardi C, Kiernan G, Botchu R. Isolated pathologies of Tensor Fasciae Latae: Retrospective cohort analysis from a tertiary referral centre. *J Clin Orthop Trauma*. 2022;29:101870. doi:10.1016/j.jcot.2022.101870
155. Luis Rosario J, Author C, das Glicinias R, Paulo S. Understanding Muscular Chains-A Review for Clinical Application of Chain Stretching Exercises Aimed to Correct Posture. *EC Orthop*. 2017;5:209-234.
156. Borghi C, Colonna S, Lombardi F. Involvement of Myofascial Spiral Chains of the Lower Limb in Semi-unipodal Balance: A Pilot Study. *Cureus*. Published online July 26, 2023. doi:10.7759/cureus.42468
157. Chen SF, Wang Y, Bing F, Zhang M. The effects of alteration in muscle activation on the iliotibial band during an exhaustive run. *BMC Sports Sci Med Rehabil*. 2023;15(1):99. doi:10.1186/s13102-023-00709-0

8 ANEKS

8.1 Kształt i testy normalności rozkładu

Tabela 22. Kurtoza, skośność oraz wynik testu Shapiro-Wilka w grupie GMT dla m. naramiennego z uwzględnieniem momentu wykonania pomiaru

Zmienna	Czas	n	Kurtoza	Skośność	Test Shapiro-Wilka	
					W	p-value
Td	T0	18	-0,70	-0,20	0,94	0,31
	T1	18	-0,49	-0,22	0,95	0,49
	T2	18	0,61	-0,69	0,94	0,30
Tc	T0	18	-0,46	-0,64	0,93	0,21
	T1	18	-0,23	-0,88	0,90	0,03*
	T2	18	-0,23	-0,87	0,89	0,03*
Ts	T0	18	-0,92	-0,36	0,95	0,40
	T1	18	-0,76	-0,43	0,95	0,43
	T2	18	-0,75	-0,43	0,95	0,43
Tr	T0	18	-0,24	0,82	0,91	0,07
	T1	18	0,16	0,70	0,94	0,29
	T2	18	0,22	0,71	0,94	0,30
Dm	T0	18	0,35	-0,63	0,95	0,39
	T1	18	-0,01	0,43	0,97	0,70
	T2	18	-0,98	-0,32	0,93	0,19
F	T0	18	-0,79	0,61	0,90	0,07
	T1	18	-0,79	0,61	0,91	0,07
	T2	18	-0,40	0,60	0,94	0,26
S	T0	18	-0,70	0,20	0,97	0,72
	T1	18	-0,41	0,01	0,98	0,97
	T2	18	-0,70	0,20	0,97	0,72
D	T0	18	-0,36	-0,45	0,96	0,51
	T1	18	0,11	0,31	0,97	0,70
	T2	18	-0,32	-0,45	0,96	0,52
R	T0	18	-0,48	0,18	0,97	0,70
	T1	18	-0,56	0,06	0,98	0,96
	T2	18	0,34	0,08	0,97	0,80
C	T0	18	-0,31	-0,77	0,90	0,06
	T1	18	0,54	-0,59	0,94	0,26
	T2	18	-0,31	-0,77	0,90	0,06

Skróty i oznaczenia: Td – czas opóźnienia skurczu, Tc – czas skurczu, Ts – czas utrzymywania się skurczu, Tr – czas relaksacji mięśnia, Dm – przemieszczenie mięśnia, F – częstotliwość naturalnej oscylacji, S – sztywność, D – dekrement, R – relaksacja, C – pełzanie, T0 – pomiar przed interwencją, T1 – pomiar bezpośrednio po interwencji, T2 – pomiar 15 min po interwencji, n – liczba obserwacji, W – wynik testu W Shapiro-Wilka, istotność statystyczna: * – $p < 0,05$

Tabela 23. Kurtoza, skośność oraz wynik testu Shapiro-Wilka w grupie GMT dla m. najszerszego grzbietu z uwzględnieniem momentu wykonania pomiaru

Zmienna	Czas	<i>n</i>	Kurtoza	Skośność	Test Shapiro-Wilka	
					<i>W</i>	<i>p</i> -value
Td	T0	18	0,86	0,83	0,95	0,47
	T1	18	0,44	0,77	0,95	0,41
	T2	18	0,82	0,82	0,95	0,47
Tc	T0	18	-0,72	-0,43	0,95	0,40
	T1	18	0,78	0,64	0,97	0,81
	T2	18	0,41	0,30	0,98	0,97
Ts	T0	18	0,37	0,17	0,98	0,89
	T1	18	-0,27	0,25	0,97	0,84
	T2	18	0,35	0,16	0,98	0,90
Tr	T0	18	0,02	0,75	0,91	0,09
	T1	18	0,04	0,77	0,92	0,15
	T2	18	-0,01	0,75	0,91	0,10
Dm	T0	18	0,12	0,84	0,92	0,15
	T1	18	0,15	-0,70	0,95	0,39
	T2	18	0,70	-0,82	0,93	0,23
F	T0	18	-0,31	-0,46	0,95	0,37
	T1	18	-0,42	0,26	0,97	0,70
	T2	18	-0,35	-0,46	0,95	0,37
S	T0	18	-0,86	0,32	0,94	0,30
	T1	18	-0,86	-0,42	0,94	0,34
	T2	18	-0,82	0,32	0,95	0,43
D	T0	18	-0,28	0,61	0,95	0,49
	T1	18	-0,02	0,74	0,94	0,33
	T2	18	-0,22	0,65	0,95	0,40
R	T0	18	-0,56	0,16	0,97	0,74
	T1	18	-0,61	0,15	0,95	0,47
	T2	18	-0,55	0,15	0,97	0,76
C	T0	18	-0,49	0,37	0,96	0,61
	T1	18	-0,98	0,06	0,94	0,29
	T2	18	-0,49	0,37	0,96	0,61

Skróty i oznaczenia: Td – czas opóźnienia skurczu, Tc – czas skurczu, Ts – czas utrzymywania się skurczu, Tr – czas relaksacji mięśnia, Dm – przemieszczenie mięśnia, F – częstotliwość naturalnej oscylacji, S – sztywność, D – dekrement, R – relaksacja, C – pęzanie, T0 – pomiar przed interwencją, T1 – pomiar bezpośrednio po interwencji, T2 – pomiar 15 min po interwencji, *n* – liczba obserwacji, *W* – wynik testu W Shapiro-Wilka, istotność statystyczna: * – $p < 0,05$

Tabela 24. Kurtoza, skośność oraz wynik testu Shapiro-Wilka w grupie GMT dla m. naprężacza powięzi szerokiej uda z uwzględnieniem momentu wykonania pomiaru

Zmienna	Czas	n	Kurtoza	Skośność	Test Shapiro-Wilka	
					W	p-value
Td	T0	18	-0,84	0,09	0,95	0,46
	T1	18	-0,83	0,09	0,95	0,47
	T2	18	-0,78	-0,15	0,96	0,63
Tc	T0	18	-0,82	-0,60	0,92	0,15
	T1	18	-0,78	-0,12	0,96	0,61
	T2	18	-0,80	-0,12	0,96	0,59
Ts	T0	18	-0,69	-0,15	0,98	0,93
	T1	18	0,17	0,80	0,94	0,32
	T2	18	0,10	0,78	0,94	0,32
Tr	T0	18	-0,58	0,21	0,98	0,90
	T1	18	-0,60	0,21	0,98	0,90
	T2	18	-0,57	0,22	0,98	0,91
Dm	T0	18	-0,98	0,32	0,94	0,29
	T1	18	-0,98	0,12	0,94	0,32
	T2	18	-0,99	0,12	0,94	0,32
F	T0	18	-0,59	-0,06	0,97	0,82
	T1	18	-0,59	-0,06	0,97	0,81
	T2	18	-0,95	0,10	0,97	0,82
S	T0	18	-0,53	0,20	0,98	0,96
	T1	18	-0,49	0,17	0,98	0,97
	T2	18	-0,75	0,43	0,95	0,49
D	T0	18	0,88	0,01	0,96	0,65
	T1	18	0,17	-0,57	0,97	0,78
	T2	18	0,97	0,05	0,96	0,57
R	T0	18	-0,74	-0,34	0,95	0,41
	T1	18	-0,64	0,04	0,98	0,92
	T2	18	-0,62	0,04	0,98	0,93
C	T0	18	-0,66	0,26	0,98	0,90
	T1	18	-0,43	-0,43	0,95	0,35
	T2	18	-0,66	0,26	0,98	0,90

Skróty i oznaczenia: Td – czas opóźnienia skurczu, Tc – czas skurczu, Ts – czas utrzymywania się skurczu, Tr – czas relaksacji mięśnia, Dm – przemieszczenie mięśnia, F – częstotliwość naturalnej oscylacji, S – sztywność, D – dekrement, R – relaksacja, C – pełzanie, T0 – pomiar przed interwencją, T1 – pomiar bezpośrednio po interwencji, T2 – pomiar 15 min po interwencji, n – liczba obserwacji, W – wynik testu W Shapiro-Wilka, istotność statystyczna: * – $p < 0,05$

Tabela 25. Kurtoza, skośność oraz wynik testu Shapiro-Wilka w grupie GMK dla m. naramiennego z uwzględnieniem momentu wykonania pomiaru

Zmienna	Czas	n	Kurtoza	Skośność	Test Shapiro-Wilka	
					W	p-value
Td	T0	18	-0,56	-0,08	0,96	0,68
	T1	18	-0,56	-0,07	0,96	0,66
	T2	18	-0,57	-0,08	0,96	0,63
Tc	T0	18	-0,21	-0,02	0,97	0,71
	T1	18	-0,04	-0,01	0,97	0,79
	T2	18	-0,23	0,06	0,97	0,77
Ts	T0	18	-0,12	0,02	0,98	0,93
	T1	18	-0,04	0,49	0,96	0,55
	T2	18	0,07	0,55	0,96	0,55
Tr	T0	18	-0,08	0,23	0,98	0,98
	T1	18	-0,08	0,25	0,98	0,97
	T2	18	-0,08	0,24	0,98	0,97
Dm	T0	18	-0,98	-0,41	0,93	0,20
	T1	18	-0,60	-0,53	0,93	0,17
	T2	18	-0,63	-0,65	0,91	0,07
F	T0	18	-0,90	-0,36	0,96	0,52
	T1	18	-0,89	-0,36	0,96	0,53
	T2	18	-0,69	-0,11	0,95	0,45
S	T0	18	-0,61	-0,66	0,89	0,04*
	T1	18	0,02	-0,15	0,97	0,76
	T2	18	-0,60	-0,67	0,89	0,04*
D	T0	18	-0,36	-0,45	0,96	0,51
	T1	18	0,11	0,31	0,97	0,70
	T2	18	-0,32	-0,45	0,96	0,52
R	T0	18	-0,71	0,24	0,95	0,42
	T1	18	-0,72	0,24	0,95	0,42
	T2	18	-0,51	0,44	0,94	0,34
C	T0	18	-0,55	0,29	0,97	0,81
	T1	18	-0,65	0,52	0,93	0,22
	T2	18	-0,65	0,52	0,93	0,22

Skróty i oznaczenia: Td – czas opóźnienia skurczu, Tc – czas skurczu, Ts – czas utrzymywania się skurczu, Tr – czas relaksacji mięśnia, Dm – przemieszczenie mięśnia, F – częstotliwość naturalnej oscylacji, S – sztywność, D – dekrement, R – relaksacja, C – pełzanie, T0 – pomiar przed interwencją, T1 – pomiar bezpośrednio po interwencji, T2 – pomiar 15 min po interwencji, n – liczba obserwacji, W – wynik testu W Shapiro-Wilka, istotność statystyczna: * – $p < 0,05$

Tabela 26. Kurtoza, skośność oraz wynik testu Shapiro-Wilka w grupie GMK dla m. najszerszego grzbietu z uwzględnieniem momentu wykonania pomiaru

Zmienna	Czas	n	Kurtoza	Skośność	Test Shapiro-Wilka	
					W	p-value
Td	T0	18	-0,05	0,76	0,94	0,24
	T1	18	-0,03	0,78	0,93	0,23
	T2	18	0,00	0,79	0,93	0,22
Tc	T0	18	0,40	0,30	0,98	0,96
	T1	18	-0,94	0,22	0,95	0,41
	T2	18	-0,95	0,21	0,95	0,43
Ts	T0	18	-0,84	0,01	0,98	0,90
	T1	18	-0,96	0,05	0,95	0,45
	T2	18	0,40	0,17	0,98	0,88
Tr	T0	18	0,02	0,75	0,91	0,09
	T1	18	0,04	0,77	0,92	0,15
	T2	18	-0,01	0,75	0,91	0,10
Dm	T0	18	-0,66	0,72	0,90	0,06
	T1	18	-0,74	0,54	0,94	0,31
	T2	18	-0,63	0,72	0,90	0,06
F	T0	18	-0,81	0,71	0,88	0,03*
	T1	18	-0,80	0,72	0,88	0,03*
	T2	18	-0,72	0,65	0,89	0,04*
S	T0	18	-0,74	0,06	0,96	0,69
	T1	18	-0,75	0,06	0,96	0,69
	T2	18	-0,83	0,21	0,97	0,78
D	T0	18	-0,69	-0,35	0,95	0,45
	T1	18	-0,88	0,13	0,97	0,75
	T2	18	-0,75	-0,36	0,94	0,34
R	T0	18	0,09	-0,85	0,93	0,17
	T1	18	0,65	-0,77	0,93	0,20
	T2	18	0,08	-0,84	0,93	0,18
C	T0	18	-0,71	-0,56	0,93	0,17
	T1	18	-0,01	-0,74	0,93	0,17
	T2	18	-0,71	-0,56	0,93	0,17

Skróty i oznaczenia: Td – czas opóźnienia skurczu, Tc – czas skurczu, Ts – czas utrzymywania się skurczu, Tr – czas relaksacji mięśnia, Dm – przemieszczenie mięśnia, F – częstotliwość naturalnej oscylacji, S – sztywność, D – dekrement, R – relaksacja, C – pełzanie, T0 – pomiar przed interwencją, T1 – pomiar bezpośrednio po interwencji, T2 – pomiar 15 min po interwencji, n – liczba obserwacji, W – wynik testu W Shapiro-Wilka, istotność statystyczna: * – $p < 0,05$

Tabela 27. Kurtoza, skośność oraz wynik testu Shapiro-Wilka w grupie GMK dla m. naprężacza powięzi szerokiej uda z uwzględnieniem momentu wykonania pomiaru

Zmienna	Czas	<i>n</i>	Kurtoza	Skośność	Test Shapiro-Wilka	
					<i>W</i>	<i>p</i> -value
Td	T0	18	-0,92	-0,16	0,96	0,58
	T1	18	-0,94	0,57	0,91	0,09
	T2	18	-0,94	0,57	0,91	0,09
Tc	T0	18	-0,74	0,43	0,94	0,29
	T1	18	-0,40	0,01	0,96	0,65
	T2	18	-0,27	0,12	0,95	0,49
Ts	T0	18	0,12	-0,75	0,95	0,40
	T1	18	-0,79	-0,62	0,91	0,07
	T2	18	0,30	-0,98	0,91	0,07
Tr	T0	18	-0,69	0,17	0,95	0,42
	T1	18	-0,98	0,24	0,95	0,46
	T2	18	-0,69	0,17	0,95	0,42
Dm	T0	18	0,64	0,05	0,98	0,96
	T1	18	-0,68	0,39	0,95	0,47
	T2	18	0,44	0,06	0,98	0,97
F	T0	18	-0,73	0,23	0,94	0,30
	T1	18	-0,71	-0,18	0,97	0,80
	T2	18	-0,69	0,22	0,95	0,36
S	T0	18	-0,69	-0,15	0,98	0,93
	T1	18	-0,88	0,21	0,96	0,56
	T2	18	-0,69	-0,15	0,98	0,93
D	T0	18	-0,51	0,17	0,98	0,89
	T1	18	-0,15	-0,07	0,98	0,97
	T2	18	-0,51	0,17	0,98	0,89
R	T0	18	-0,22	-0,67	0,94	0,32
	T1	18	-0,22	-0,67	0,94	0,32
	T2	18	-0,71	-0,41	0,95	0,47
C	T0	18	-0,46	-0,65	0,93	0,19
	T1	18	-0,79	-0,29	0,96	0,62
	T2	18	-0,46	-0,65	0,93	0,19

Skróty i oznaczenia: Td – czas opóźnienia skurczu, Tc – czas skurczu, Ts – czas utrzymywania się skurczu, Tr – czas relaksacji mięśnia, Dm – przemieszczenie mięśnia, F – częstotliwość naturalnej oscylacji, S – sztywność, D – dekrement, R – relaksacja, C – pełzanie, T0 – pomiar przed interwencją, T1 – pomiar bezpośrednio po interwencji, T2 – pomiar 15 min po interwencji, *n* – liczba obserwacji, *W* – wynik testu W Shapiro-Wilka, istotność statystyczna: * – $p < 0,05$

Tabela 28. Kurtoza, skośność oraz wynik testu Shapiro-Wilka w grupie GK dla m. naramiennego z uwzględnieniem momentu wykonania pomiaru

Zmienna	Czas	<i>n</i>	Kurtoza	Skośność	Test Shapiro-Wilka	
					<i>W</i>	<i>p</i> -value
Td	T0	18	-0,56	-0,08	0,96	0,68
	T1	18	-0,59	-0,06	0,96	0,67
	T2	18	-0,61	-0,06	0,96	0,66
Tc	T0	18	-0,21	-0,02	0,97	0,71
	T1	18	-0,04	-0,01	0,97	0,79
	T2	18	-0,23	0,06	0,97	0,77
Ts	T0	18	-0,12	0,02	0,98	0,93
	T1	18	-0,04	0,49	0,96	0,55
	T2	18	0,07	0,55	0,96	0,55
Tr	T0	18	-0,08	0,23	0,98	0,98
	T1	18	-0,08	0,25	0,98	0,97
	T2	18	-0,08	0,24	0,98	0,97
Dm	T0	18	-0,98	-0,41	0,93	0,20
	T1	18	-0,60	-0,53	0,93	0,17
	T2	18	-0,63	-0,65	0,91	0,07
F	T0	18	-0,90	-0,36	0,96	0,52
	T1	18	-0,89	-0,36	0,96	0,53
	T2	18	-0,69	-0,11	0,95	0,45
S	T0	18	-0,61	-0,66	0,89	0,04*
	T1	18	0,02	-0,15	0,97	0,76
	T2	18	-0,60	-0,67	0,89	0,04*
D	T0	18	-0,55	0,35	0,97	0,73
	T1	18	-0,58	-0,13	0,94	0,34
	T2	18	-0,79	0,34	0,96	0,61
R	T0	18	-0,71	0,24	0,95	0,42
	T1	18	-0,72	0,24	0,95	0,42
	T2	18	-0,51	0,44	0,94	0,34
C	T0	18	-0,55	0,29	0,97	0,81
	T1	18	-0,65	0,52	0,93	0,22
	T2	18	-0,65	0,52	0,93	0,22

Skróty i oznaczenia: Td – czas opóźnienia skurczu, Tc – czas skurczu, Ts – czas utrzymywania się skurczu, Tr – czas relaksacji mięśnia, Dm – przemieszczenie mięśnia, F – częstotliwość naturalnej oscylacji, S – sztywność, D – dekrement, R – relaksacja, C – pęłzanie, T0 – pomiar przed interwencją, T1 – pomiar bezpośrednio po interwencji, T2 – pomiar 15 min po interwencji, *n* – liczba obserwacji, *W* – wynik testu W Shapiro-Wilka, istotność statystyczna: * – $p < 0,05$

Tabela 29. Kurtoza, skośność oraz wynik testu Shapiro-Wilka w grupie GK dla m. najszerszego grzbietu z uwzględnieniem momentu wykonania pomiaru

Zmienna	Czas	n	Kurtoza	Skośność	Test Shapiro-Wilka	
					W	p-value
Td	T0	18	-0,05	0,76	0,94	0,24
	T1	18	-0,03	0,78	0,93	0,23
	T2	18	0,00	0,79	0,93	0,22
Tc	T0	18	0,40	0,30	0,98	0,96
	T1	18	-0,94	0,22	0,95	0,41
	T2	18	-0,95	0,21	0,95	0,43
Ts	T0	18	0,37	0,17	0,98	0,89
	T1	18	-0,27	0,25	0,97	0,84
	T2	18	0,35	0,16	0,98	0,90
Tr	T0	18	-0,96	-0,22	0,96	0,57
	T1	18	-0,56	-0,46	0,96	0,57
	T2	18	-0,66	0,00	0,97	0,71
Dm	T0	18	-0,66	0,72	0,90	0,06
	T1	18	-0,74	0,54	0,94	0,02*
	T2	18	-0,63	0,72	0,90	0,06
F	T0	18	-0,81	0,71	0,88	0,03*
	T1	18	-0,80	0,72	0,88	0,03*
	T2	18	-0,72	0,65	0,89	0,04*
S	T0	18	-0,74	0,06	0,96	0,69
	T1	18	-0,75	0,06	0,96	0,69
	T2	18	-0,83	0,21	0,97	0,78
D	T0	18	-0,72	-0,36	0,95	0,40
	T1	18	-0,88	0,13	0,97	0,75
	T2	18	-0,72	-0,39	0,95	0,36
R	T0	18	0,08	-0,84	0,93	0,18
	T1	18	0,60	-0,76	0,93	0,21
	T2	18	0,07	-0,83	0,93	0,18
C	T0	18	0,95	0,06	0,96	0,51
	T1	18	0,78	0,76	0,94	0,25
	T2	18	0,78	0,76	0,94	0,25

Skróty i oznaczenia: Td – czas opóźnienia skurczu, Tc – czas skurczu, Ts – czas utrzymywania się skurczu, Tr – czas relaksacji mięśnia, Dm – przemieszczenie mięśnia, F – częstotliwość naturalnej oscylacji, S – sztywność, D – dekrement, R – relaksacja, C – pełzanie, T0 – pomiar przed interwencją, T1 – pomiar bezpośrednio po interwencji, T2 – pomiar 15 min po interwencji, n – liczba obserwacji, W – wynik testu W Shapiro-Wilka, istotność statystyczna: * – $p < 0,05$

Tabela 30. Kurtoza, skośność oraz wynik testu Shapiro-Wilka w grupie GK dla m. naprężacza powięzi szerokiej uda z uwzględnieniem momentu wykonania pomiaru

Zmienna	Czas	n	Kurtoza	Skośność	Test Shapiro-Wilka	
					W	p-value
Td	T0	18	-0,94	0,57	0,91	0,09
	T1	18	-0,94	0,57	0,91	0,09
	T2	18	-0,74	0,43	0,94	0,29
Tc	T0	18	-0,74	0,43	0,94	0,29
	T1	18	-0,40	0,01	0,96	0,65
	T2	18	-0,27	0,12	0,95	0,49
Ts	T0	18	0,60	-0,60	0,94	0,25
	T1	18	-0,73	-0,47	0,92	0,13
	T2	18	0,45	-0,96	0,88	0,03*
Tr	T0	18	-0,69	0,17	0,95	0,42
	T1	18	-0,98	0,24	0,95	0,46
	T2	18	-0,69	0,17	0,95	0,42
Dm	T0	18	0,64	0,05	0,98	0,96
	T1	18	-0,68	0,39	0,95	0,47
	T2	18	0,44	0,06	0,98	0,97
F	T0	18	-0,73	0,23	0,94	0,30
	T1	18	-0,71	-0,18	0,97	0,80
	T2	18	-0,69	0,22	0,95	0,36
S	T0	18	-0,69	-0,15	0,98	0,93
	T1	18	-0,88	0,21	0,96	0,56
	T2	18	-0,69	-0,15	0,98	0,93
D	T0	18	-0,51	0,17	0,98	0,89
	T1	18	-0,15	-0,07	0,98	0,97
	T2	18	-0,51	0,17	0,98	0,89
R	T0	18	-0,22	-0,67	0,94	0,32
	T1	18	-0,22	-0,67	0,94	0,32
	T2	18	-0,71	-0,41	0,95	0,47
C	T0	18	-0,46	-0,65	0,93	0,19
	T1	18	-0,79	-0,29	0,96	0,62
	T2	18	-0,46	-0,65	0,93	0,19

Skróty i oznaczenia: Td – czas opóźnienia skurczu, Tc – czas skurczu, Ts – czas utrzymywania się skurczu, Tr – czas relaksacji mięśnia, Dm – przemieszczenie mięśnia, F – częstotliwość naturalnej oscylacji, S – sztywność, D – dekrement, R – relaksacja, C – pełzanie, T0 – pomiar przed interwencją, T1 – pomiar bezpośrednio po interwencji, T2 – pomiar 15 min po interwencji, n – liczba obserwacji, W – wynik testu W Shapiro-Wilka, istotność statystyczna: * – $p < 0,05$

8.2 Spis fotografii

Fotografia 1. Dwudziestościan tensegracyjny	16
Fotografia 2. Umieszczenie sensora i elektrod TMG na m. naramiennym.....	35
Fotografia 3. Umieszczenie sensora i elektrod TMG na m. najszerszym grzbiecie.....	36
Fotografia 4. Umieszczenie sensora i elektrod TMG na m. naprężaczu powięzi szerokiej uda	36
Fotografia 5. Umieszczenie zgłębnika MyotonPro na m. naramiennym	40
Fotografia 6. Umieszczenie zgłębnika MyotonPro na m. najszerszym grzbiecie	40
Fotografia 7. Umieszczenie zgłębnika MyotonPro na m. naprężaczu powięzi szerokiej uda.....	41
Fotografia 8. Przyczep środkowego aktonu m. naramiennego do przegrody międzymięśniowej bocznej ramienia.....	44
Fotografia 9. Przyczep m. ramiennie-promieniowego do przegrody międzymięśniowej bocznej ramienia	44
Fotografia 10. Połączenie przyczepu końcowego m. najszerszego grzbietu poprzez blaszkę włóknistą do przegrody międzymięśniowej przyśrodkowej ramienia.....	46
Fotografia 11. Połączenie przegrody międzymięśniowej przyśrodkowej ramienia z nadkłykiem przyśrodkowym kości ramiennej, m. nawrotnym obłym i m. łokciowym	46
Fotografia 12. Pasma biodrowo-piszczelowe powięzi szerokiej uda wraz z przegrodą międzymięśniową przednią i tylną goleni	48

8.3 Spis rycin

Rycina 1. Schemat eksperymentu	29
Rycina 2. Przykładowy wykres przedstawiający podstawowe parametry tensomiograficzne	34
Rycina 3. Przykładowy wykres miometryczny	39
Rycina 4. Porównanie czasu opóźnienia (T_d) m. naramiennego uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru	54
Rycina 5. Porównanie czasu skurczu (T_c) m. naramiennego uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru	55
Rycina 6. Porównanie czasu utrzymywania się skurczu (T_s) m. naramiennego uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru	56
Rycina 7. Porównanie czasu relaksacji (T_r) m. naramiennego uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru	57
Rycina 8. Porównanie przemieszczenia (D_m) m. naramiennego uzyskiwanego przez badane grupy w kolejnych momentach pomiaru	58
Rycina 9. Porównanie częstotliwości naturalnej oscylacji (F) m. naramiennego uzyskiwanej przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru	61
Rycina 10. Porównanie sztywności (S) m. naramiennego uzyskiwanej przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru	62
Rycina 11. Porównanie dekrementu (D) m. naramiennego uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru	63
Rycina 12. Porównanie relaksacji (R) m. naramiennego uzyskiwanej przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru	64

Rycina 13. Porównanie czasu opóźnienia (T_d) m. najszerzego grzbietu uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru	67
Rycina 14. Porównanie czasu skurczu (T_c) m. najszerzego grzbietu w kolejnych momentach pomiaru	68
Rycina 15. Porównanie czasu utrzymywania się skurczu (T_s) m. najszerzego grzbietu uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru	69
Rycina 16. Porównanie czasu relaksacji (T_r) m. najszerzego grzbietu uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru	70
Rycina 17. Porównanie przemieszczenia (D_m) m. najszerzego grzbietu uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru	71
Rycina 18. Porównanie częstotliwości naturalnej oscylacji (F) m. najszerzego grzbietu uzyskiwanej przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru	74
Rycina 19. Porównanie sztywności (S) m. najszerzego grzbietu uzyskiwanej przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru	75
Rycina 20. Porównanie dekrementu (D) m. najszerzego grzbietu uzyskiwanego w kolejnych momentach pomiaru	76
Rycina 21. Porównanie relaksacji (R) m. najszerzego grzbietu uzyskiwanej w kolejnych momentach pomiaru	77
Rycina 22. Porównanie pełzania (C) m. najszerzego grzbietu uzyskiwanego w kolejnych momentach pomiaru	78
Rycina 23. Porównanie czasu opóźnienia (T_d) m. naprężacza powięzi szerokiej uda uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru	81
Rycina 24. Porównanie czasu skurczu (T_c) m. naprężacza powięzi szerokiej uda uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru	82
Rycina 25. Porównanie czasu utrzymywania się skurczu (T_s) m. naprężacza powięzi szerokiej uda uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru	83
Rycina 26. Porównanie czasu relaksacji (T_r) m. naprężacza powięzi szerokiej uda uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru	84
Rycina 27. Porównanie przemieszczenia (D_m) m. naprężacza powięzi szerokiej uda uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru	85
Rycina 28. Porównanie częstotliwości naturalnej oscylacji (F) m. naprężacza powięzi szerokiej uda uzyskiwanej przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru	88
Rycina 29. Porównanie sztywności (S) m. naprężacza powięzi szerokiej uda uzyskiwanej w kolejnych momentach pomiaru	89
Rycina 30. Porównanie dekrementu (D) m. naprężacza powięzi szerokiej uda uzyskiwanego przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru	90
Rycina 31. Porównanie relaksacji (R) m. naprężacza powięzi szerokiej uda uzyskiwanej przez poszczególne grupy w kolejnych momentach pomiaru	91

8.4 Spis tabel

Tabela 1. Etapy postępowania badawczego z przybliżonym czasem ich realizacji	28
Tabela 2. Podstawowa charakterystyka uczestników z uwzględnieniem podziału na grupy	31

Tabela 3. Umieszczenie sensora i elektrod tensomiografu, zgłębnika miometru oraz pozycja pacjenta w trakcie badania poszczególnych mięśni	35
Tabela 4. Wyniki oszacowania rzetelności pomiarów tensomiograficznych dla m. naramiennego	37
Tabela 5. Wyniki oszacowania rzetelności pomiarów tensomiograficznych dla m. najszerzego grzbietu	37
Tabela 6. Wyniki oszacowania rzetelności pomiarów tensomiograficznych dla m. naprężacza powięzi szerokiej uda	37
Tabela 7. Wyniki oszacowania rzetelności wykonanych pomiarów miometrycznych dla m. naramiennego	41
Tabela 8. Wyniki oszacowania rzetelności wykonanych pomiarów miometrycznych dla m. najszerzego grzbietu	42
Tabela 9. Wyniki oszacowania rzetelności wykonanych pomiarów miometrycznych dla m. naprężacza powięzi szerokiej uda	42
Tabela 10. Wartości średnie i odchylenia standardowe pomiarów tensomiograficznych m. naramiennego oraz porównanie między grupami przed interwencją	52
Tabela 11. Wartości średnie i odchylenia standardowe pomiarów tensomiograficznych m. naramiennego w podziale na grupy i momenty pomiarów oraz wyniki testu ANOVA	53
Tabela 12. Wartości średnie i odchylenia standardowe pomiarów miometrycznych m. naramiennego oraz porównanie między grupami przed interwencją	59
Tabela 13. Wartości średnie i odchylenia standardowe pomiarów miometrycznych m. naramiennego w podziale na grupy i momenty pomiarów oraz wyniki testu ANOVA	60
Tabela 14. Wartości średnie i odchylenia standardowe pomiarów tensomiograficznych m. najszerzego grzbietu oraz porównanie między grupami przed interwencją	65
Tabela 15. Wartości średnie i odchylenia standardowe pomiarów tensomiograficznych m. najszerzego grzbietu w podziale na grupy i momenty pomiarów oraz wyniki testu ANOVA	66
Tabela 16. Wartości średnie i odchylenia standardowe pomiarów miometrycznych m. najszerzego grzbietu oraz porównanie między grupami przed interwencją	72
Tabela 17. Wartości średnie i odchylenia standardowe pomiarów miometrycznych m. najszerzego grzbietu w podziale na grupy i momenty pomiarów oraz wyniki testu ANOVA	73
Tabela 18. Wartości średnie i odchylenia standardowe pomiarów tensomiograficznych m. naprężacza powięzi szerokiej uda oraz porównanie między grupami przed interwencją	79
Tabela 19. Wartości średnie i odchylenia standardowe pomiarów tensomiograficznych m. naprężacza powięzi szerokiej uda w podziale na grupy i momenty pomiarów oraz wyniki testu ANOVA	80
Tabela 20. Wartości średnie i odchylenia standardowe pomiarów miometrycznych m. naprężacza powięzi szerokiej uda oraz porównanie między grupami przed interwencją	86
Tabela 21. Wartości średnie i odchylenia standardowe pomiarów miometrycznych m. naprężacza powięzi szerokiej uda w podziale na grupy i momenty pomiarów oraz wyniki testu ANOVA	87
Tabela 22. Kurtoza, skośność oraz wynik testu Shapiro-Wilka w grupie GMT dla m. naramiennego z uwzględnieniem momentu wykonania pomiaru	121

Tabela 23. Kurtoza, skośność oraz wynik testu Shapiro-Wilka w grupie GMT dla m. najszerzego grzbietu z uwzględnieniem momentu wykonania pomiaru.....	122
Tabela 24. Kurtoza, skośność oraz wynik testu Shapiro-Wilka w grupie GMT dla m. naprężacza powięzi szerokiej uda z uwzględnieniem momentu wykonania pomiaru..	123
Tabela 25. Kurtoza, skośność oraz wynik testu Shapiro-Wilka w grupie GMK dla m. naramiennego z uwzględnieniem momentu wykonania pomiaru.....	124
Tabela 26. Kurtoza, skośność oraz wynik testu Shapiro-Wilka w grupie GMK dla m. najszerzego grzbietu z uwzględnieniem momentu wykonania pomiaru.....	125
Tabela 27. Kurtoza, skośność oraz wynik testu Shapiro-Wilka w grupie GMK dla m. naprężacza powięzi szerokiej uda z uwzględnieniem momentu wykonania pomiaru..	126
Tabela 28. Kurtoza, skośność oraz wynik testu Shapiro-Wilka w grupie GK dla m. naramiennego z uwzględnieniem momentu wykonania pomiaru.....	127
Tabela 29. Kurtoza, skośność oraz wynik testu Shapiro-Wilka w grupie GK dla m. najszerzego grzbietu z uwzględnieniem momentu wykonania pomiaru.....	128
Tabela 30. Kurtoza, skośność oraz wynik testu Shapiro-Wilka w grupie GK dla m. naprężacza powięzi szerokiej uda z uwzględnieniem momentu wykonania pomiaru..	129

8.5 Streszczenie

Zastosowanie koncepcji tensegracji w masażu wybranych mięśni w kontekście ich właściwości kurczliwych i pasywnych u mężczyzn w wieku 19–24 lat

Wprowadzenie

Masaż jest jedną z najczęściej wykorzystywanych form terapii alternatywnej, która może efektywnie wspierać konwencjonalne metody leczenia, szczególnie w chorobach układu mięśniowo-szkieletowego. Jednakże efektywność podstawowej formy masażu jest ograniczona, co może prowadzić do sytuacji, w której ciągle i częste sesje masażu są potrzebne, aby utrzymać efekty terapeutyczne. Istnieje potrzeba rozwoju masażu i podniesienia jego efektywności. Zastosowanie tensegracji w masażu może okazać się skuteczną drogą do osiągnięcia tego celu. Dzięki niej napięcie mięśniowe może być transmitowane wzdłuż specyficznych łańcuchów mięśniowych. Niestety przebieg tych łańcuchów nie jest jeszcze w pełni ustalony. Wprowadzenie zasad tensegracji do masażu może znacząco podnieść jego efektywność.

Cele

Celem tego badania było sprawdzenie użyteczności koncepcji tensegracji w masażu następujących mięśni: mięśnia naramiennego (DM), mięśnia najszerzego grzbietu (LDM) i mięśnia naprężacza powięzi szerokiej uda (TFLM).

Material i Metody

Do tego randomizowanego badania kontrolowanego zrekrutowano 64 mężczyzn w wieku 20(20-21). Byli oni losowo przypisani do jednej z następujących grup: grupy masażu tensegracyjnego (GMT), grupy masażu klasycznego (GMK) i grupy kontrolnej (GK). Każda z grup liczyła 18 osób. W GMT uczestnicy otrzymali jeden masaż bazujący na zasadzie tensegracji, tj. oprócz DM, LDM i TFLM wybrane tkanki otaczające także były poddane terapii. W GMK, uczestnicy byli poddani masażowi klasycznemu w obrębie DM, LDM i TFLM. Osoby w GK nie otrzymały żadnej interwencji.

W celu oceny właściwości kurczliwych masowanych mięśni użyto systemu TMG S2. Następujące zmienne tensiomiograficzne były wzięte pod uwagę: czas opóźnienia skurczu (Td), czas skurczu (Tc), czas utrzymywania się skurczu (Ts), czas relaksacji (Tr), przemieszczenia mięśnia (Dm). Dodatkowo urządzenia MytonPro

zostały wykorzystane do oceny pasywnych właściwości mechanicznych mięśni. Do parametrów miometrycznych, które były analizowane zaliczono: częstotliwość naturalnej oscylacji (F), sztywność (S), dekrement (D), relaksacja (R) i pełzanie (C). Pomiary były wykonywane trzykrotnie: przed, bezpośrednio po i 15 min po masażu.

Wyniki

ANOVA w schemacie mieszanym została wykorzystana do określenia efektu interakcji czasu i grupy, wewnątrzobiekтового i międzyobiekowego efektu głównego. Na początku badania nie występowały istotne statystycznie różnice między grupami ($p > 0,05$).

W DM, statystycznie istotny efekt interakcji zaobserwowano w: Td ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,81$), Tc ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,32$), Ts ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,5$), Tr ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,55$), Dm ($p = 0,002$, $\eta_p^2 = 0,17$), F ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,42$), S ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,22$), D ($p = 0,002$, $\eta_p^2 = 0,22$) i R ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,47$).

Statystycznie istotny efekt interakcji w LDM wystąpił w następujących parametrach: Td ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,4$), Ts ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,19$), Tr ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,44$), Dm ($p = 0,01$, $\eta_p^2 = 0,14$), F ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,26$) oraz S ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,55$).

W kontekście TFLM, na podstawie analizy uwidoczniono statystycznie istotny efekt interakcji w: Td ($p = 0,002$, $\eta_p^2 = 0,21$), Tc ($p = 0,008$, $\eta_p^2 = 0,15$), Ts ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,44$), Tr ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,29$), Dm ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,38$), F ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,51$), D ($p = 0,021$, $\eta_p^2 = 0,13$) oraz R ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,34$).

Wnioski

Masaż bazujący na zasadzie tensegracji wpływa na właściwości kurczliwe i pasywne mięśnia naramiennego i mięśnia naprężacza powięzi szerokiej uda efektywniej niż masaż klasyczny. W przypadku mięśnia najszerzego grzbietu, wyniki uzyskane po zastosowaniu różnych form masażu były podobne.

Rejestracja: NCT06493149

Słowa kluczowe: Manipulacje mięśniowo-szkieletowe, Terapia mięśniowo-szkieletowa, Tkanki Miękkie, Tensomiografia, MyotonPro

8.6 Abstract

The use of tensegrity concept in the massage of selected muscles in the context of their contractile and passive properties among men aged 19-24

Introduction

Massage therapy (MT) is one of the most common alternative therapies which may effectively support the conventional ways of treatment, particularly of/for musculoskeletal disorders. However, the effectiveness of the basic form of MT is limited, which may lead to a situation in which ongoing frequent massage sessions are often required to maintain therapeutic effects. There is a need to develop MT and increase its effectiveness. The use of tensegrity may prove to be an effective way to achieve this aim. Thanks to it, muscle tension may be transmitted within specific muscle chains. Unfortunately, they are not firmly established. Incorporating tensegrity principles into MT may considerably increase its effectiveness.

Objectives

The aim of this study was to examine the usefulness of the tensegrity concept in the massage of the following muscles: deltoid muscle (DM), latissimus dorsi muscle (LDM) and tensor fascia latae muscle (TFLM).

Material and Methods

In the randomised controlled trial 64 men, aged 20(20-21) were recruited. They were randomly allocated to the following groups: tensegrity massage group (TMG), classical massage group (CMG) and control group (CG). Every group consisted of 18 participants. Subjects in TMG received a single massage session based on the tensegrity principle, i.e. apart from DM, LDM and TFLM selected surrounding tissues were treated. In CMG, participants were provided with a classical (Swedish) massage of DM, LDM and TFLM. In CG, subjects did not receive any intervention.

In order to assess the contractile properties of massaged muscle, TMG S2 system was used. The following tensiomyographic variables were taken into consideration: delay time (Td), contraction time (Tc), sustain time (Ts), relaxation time (Tr), muscle displacement (Dm). Additionally, MytonPro device was used to measure muscle passive mechanical properties. The mytonometric parameters which were analyzed include: natural oscillation frequency (F), stiffness (S), decrement (D), relaxation (R),

creep (C). Measurements were taken three times: before, immediately after and 15 min after intervention.

Results

Mixed model ANOVA was used to reveal the time x group interaction effect, within-subject main effect and between-subject main effect. At the beginning of the study, there were no significant differences between groups ($p > 0.05$).

In DM, statistically significant interaction effects were observed for: Td ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.81$), Tc ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.32$), Ts ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.5$), Tr ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.55$), Dm ($p = 0.002$, $\eta_p^2 = 0.17$), F ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.42$), S ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.22$), D ($p = 0.002$, $\eta_p^2 = 0.22$) and R ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.47$).

Significant interaction effects in LDM were shown in the following parameters: Td ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.4$), Ts ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.19$), Tr ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.44$), Dm ($p = 0.01$, $\eta_p^2 = 0.14$), F ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.26$) and S ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.55$).

In the context of TFLM, the analysis revealed statistically significant interaction effects in: Td ($p = 0.002$, $\eta_p^2 = 0.21$), Tc ($p = 0.008$, $\eta_p^2 = 0.15$), Ts ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.44$), Tr ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.29$), Dm ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.38$), F ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.51$), D ($p = 0.021$, $\eta_p^2 = 0.13$) and R ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.34$).

Conclusions

Massage therapy based on the tensegrity principle impacts the contractile and passive mechanical properties of deltoid muscle and tensor fascia latae muscle more effectively than Swedish massage. In terms of latissimus dorsi muscle, the results between the applied interventions were similar.

Registration: NCT06493149

Keywords: Musculoskeletal Manipulations, Musculoskeletal Therapy, Soft Tissue, Tensiomyography, MyotonPro

8.7 Załączniki

Załącznik 1. Zgoda komisji bioetycznej

1/2022

**Senacka Komisja ds. Etyki Badań
Naukowych przy Akademii Wychowania
Fizycznego we Wrocławiu**

**Uchwała
w sprawie opinii o projekcie eksperymentu poznawczego**

Na podstawie uchwały Senatu Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu z dnia 20.12.2002 r. w sprawie powołania Senackiej Komisji ds. Etyki Badań Naukowych i uchwały z dnia 4.11.2003 r. – regulamin działań oraz w oparciu o art.27 ustawy z dnia 6.06.1997 r. kodeks karny (Dz.U. z 1997 r., poz.553 z późniejszymi zmianami) i zasady zawarte w „Dobrych obyczajach w nauce. Zbiór zasad i wytycznych” Komitetu Etyki w Nauce PAN z 2001r.

Przewodniczący Senackiej Komisji ds. Etyki Badań Naukowych przy
Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu
po zapoznaniu się z opinią Członków Komisji wniosku złożonego przez Pana:

dra hab. Krzysztofa Kassolika, prof. AWF

*pt. „Analiza transmisji naprężeń w wybranych strukturach układu
mięśniowo-szkieletowego na przykładzie masażu tensegracyjnego”*

podjął decyzję o pozytywnym zaopiniowaniu tego wniosku, nie wnosząc żadnych zastrzeżeń.

Wydana opinia dotyczy tylko rozpatrywanego wniosku z uwzględnieniem przedstawionego projektu. Każda zmiana i modyfikacja wymaga uzyskania odrębnej opinii. Wnioskodawca obowiązany jest do informowania o ciężkich lub niespodziewanych zdarzeniach, niepożądanych i nieprzewidzianych okolicznościach, o zakończeniu badania, o jego wynikach i innych istotnych decyzjach ewentualnych innych komisji etycznych (bioetycznych).

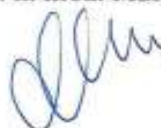
Od powyższej uchwały podmiot zamierzający przeprowadzić eksperyment, kierownik jednostki organizacyjnej, w którym eksperyment poznawczy ma być przeprowadzony oraz komisja etyczna (bioetyczna) właściwa dla ośrodka, który ma ewentualnie uczestniczyć w wieloosrodkowym eksperymencie, mogą wnieść odwołanie do Zespołu Opiniodawczo-Doradczego do Spraw Etyki w Nauce Ministerstwa Nauki i Informatyzacji, za pośrednictwem Senackiej Komisji ds. Etyki Badań Naukowych przy Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu w terminie 14 dni od daty otrzymania niniejszej uchwały.

Przewodniczący Senackiej Komisji
ds. Etyki Badań Naukowych

Prof. dr hab. n. med. Marek Mędraś

Wrocław, dnia

19.01.22



Załącznik 2. Zgoda na badania

Informacja dla badanego

Jednostka prowadząca badania: Wydział Fizjoterapii, Zakład Masażu i Fizykoterapii AWF we Wrocławiu

Osoba prowadząca badania: mgr Marcin Piwecki

Temat: Zastosowanie koncepcji tensegracji w masażu wybranych mięśni w kontekście ich właściwości kurczliwych i pasywnych u mężczyzn w wieku 19–24 lat

Przebieg badania: osoby, które zakwalifikują się do grupy eksperymentalnej wezmą udział w 1 sesji masażu trwającej ok 30 min w obrębie mięśnia naramiennego, najszerzego grzbietu i naprężacza powięzi szerokiej uda. Uczestnicy, którzy znajdą się w grupie kontrolnej będą proszone o zrelaksowanie się w pozycji leżenia na boku przez 5 min. na kozetce. W obu grupach na początku i na końcu spotkania zostanie wykonany pomiar poprzecznego odkształcenia mięśnia najszerzego grzbietu, naramiennego i strzałkowego długiego.

Spodziewane efekty terapeutyczne: Autorzy eksperymentu postawili hipotezę, iż masaż spowoduje zmianę sposobu poprzecznego odkształcenia mięśni pozostających w kontakcie strukturalnym z mięśniami masowanymi. Wykorzystanie tego mechanizmu może mieć korzystny wpływ na funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego.

Efekt terapeutyczny będzie polegał na normalizacji napięcia mięśni, redukcji wrażliwości uciskowej mięśni poddanych eksperymentowi, wykazaniu stosowności wdrożenia zasad tensegracji przy ocenie i terapii narządu ruchu.

Ryzyko związane z poddaniem się eksperymentowi: Autorzy dołożyli starań, aby wyeliminować ryzyko wystąpienia skutków ubocznych lub reakcji niepożądanych u uczestników. Badania prowadzone są na przykładzie masażu, ponieważ jest on metodą nieinwazyjną, bezpieczną i możliwą do odtworzenia. Zabiegi masażu będą wykonywane przez osobę posiadającą dyplom technika masażysty i stopień magistra fizjoterapii.

Wybrana metoda pomiarowa jaką jest tensomiografia i miometria nie pociągają za sobą żadnego ryzyka ingerencji w ustrój osób badanych.

Ja niżej podpisana(y) oświadczam, że:

- 1) otrzymałam(em) i zrozumiałam(em) informacje dotyczące badania, w którym biorę udział;
- 2) wyrażam dobrowolną zgodę na udział w tym badaniu naukowym i jestem świadoma(y) faktu, że w każdej chwili, bez podania przyczyny, mogę cofnąć moją zgodę;
- 3) wyrażam zgodę na przetwarzanie danych osobowych w związku z prowadzonym badaniem naukowym, zgodnie z art. 6 Rozporządzenia Parlamentu Europejskiego i Rady (UE) 2016/679 z dnia 27 kwietnia 2016 r. w sprawie ochrony osób fizycznych w związku z przetwarzaniem danych osobowych i w sprawie swobodnego przepływu takich danych oraz uchylenia dyrektywy 95/46/WE (Rozporządzenie ogólne o ochronie danych),
- 4) oświadczam, że wyrażam zgodę na przetwarzanie moich danych w zakresie niezbędnym dla prowadzenia badań, jednakże z zachowaniem anonimowości, uniemożliwiającej identyfikację mojej osoby przez osoby trzecie, poza wymienionymi we Wniosku o wydanie opinii do Komisji ds. etyki badań naukowych z udziałem ludzi.

.....
(data i czytelny podpis uczestnika)