

**AKADEMIA KULTURY FIZYCZNEJ
IM. BRONISŁAWA CZECHA W KRAKOWIE**

Szkoła Doktorska



mgr Sara Gamrot

ROZPRAWA DOKTORSKA

Wpływ terapii pozycyjnego rozluźniania oraz techniki energii mięśniowej utajonych punktów spustowych mięśnia mostkowo-
obojczykowo-sutkowego na zmiany zakresu ruchu kręgosłupa
szyjnego oraz aktywności bioelektrycznej wybranych mięśni

Promotor: **prof. dr hab. Joanna Golec**

Kraków 2026

Podziękowania

*Serdeczne podziękowania kieruję do mojej Promotor, **Pani prof. dr hab. Joanny Golec**, za życzliwość, cierpliwość oraz nieocenione wsparcie okazywane na każdym etapie realizacji badań i przygotowywania niniejszej pracy doktorskiej. Dziękuję za cenne wskazówki merytoryczne, inspirację naukową oraz motywację do dalszego rozwoju badawczego. Pani zaangażowanie i motywacja były dla mnie niezwykle ważne w trakcie powstawania tej rozprawy doktorskiej.*

Wyrazy szczególnej wdzięczności kieruję do mojego narzeczonego Bartłomieja. Dziękuję za cierpliwość, wsparcie oraz obecność na każdym etapie powstawania niniejszej pracy. Dziękuję za motywację, zrozumienie w najtrudniejszych momentach oraz nieustającą wiarę we mnie.

Szczególne podziękowania kieruję do mojej Mamy, Beaty. Twoja siła i determinacja nauczyły mnie, że nawet w najtrudniejszych momentach warto iść dalej i walczyć o marzenia. Dziękuję za słowa otuchy, które dodawały mi sił w chwilach zwątpienia.

Pragnę serdecznie podziękować mojej Rodzinie oraz Przyjaciółom za wsparcie oraz wyrozumiałość.

Serdeczne podziękowania składam wszystkim uczestniczkom badań. Wasz poświęcony czas oraz zaangażowanie pozwoliły na realizację niniejszej pracy.

Niniejszą rozprawę doktorską dedykuję pamięci mojego Taty, który zawsze wierzył we mnie i w moje możliwości.

Spis treści

1. Wstęp.....	7
1.1. Znaczenie powięzi oraz dysfunkcji mięśniowo-powięziowych w aspekcie układu ruchu.....	8
1.2. Rola mięśnia mostkowo-obończykowo-sutkowego w zmianie ruchomości oraz stabilizacji kręgosłupa szyjnego.....	11
1.3. Wpływ mięśniowo-powięziowych punktów spustowych na układ mięśniowo-szkieletowy.....	12
1.3.1. Mięśniowo-powięziowe punkty spustowe mięśnia mostkowo-obończykowo-sutkowego.....	16
1.3.2. Mięśniowo-powięziowe punkty spustowe mięśnia czworobocznego grzbietu	17
1.3.3. Diagnostyka zaburzeń mięśniowo-powięziowych	20
1.4. Koncepcje terapii manualnej w leczeniu dysfunkcji mięśniowo-powięziowych	21
1.4.1. Techniki rozluźniania pozycyjnego.....	22
1.4.2. Techniki energii mięśniowej	23
1.4.3. Technika ucisku niedokrwionego	24
1.4.4. Techniki schładzania łączone wraz ze stretchingiem	24
1.4.5. Masaż tkanek głębokich	25
1.5. Uzasadnienie podjęcia tematu.....	26
2. Cel pracy i pytania badawcze	28
3. Materiał i metody badań.....	30
3.1. Materiał badań.....	30
3.2. Metody badań.....	34
3.2.1. Ocena dolegliwości bólowych odcinka szyjnego kręgosłupa	34
3.2.2. Ocena jakości życia	35
3.2.3. Ocena progu bólu uciskowego wybranych mięśni.....	36
3.2.4. Pomiar zakresu ruchu kręgosłupa szyjnego	37
3.2.5. Ocena aktywności bioelektrycznej wybranych mięśni.....	39
3.3. Przebieg badań	42
3.4. Metody interwencji	44
3.4.1. Technika pozycyjnego rozluźniania według metody Jonesa.....	44
3.4.2. Technika energii mięśniowej według metody Chaitowa.....	46
3.4.3. Zestaw ćwiczeń na odcinek szyjny kręgosłupa	48

4. Wyniki	51
4.1. Wyniki pomiarów dolegliwości bólowych kręgosłupa szyjnego z wykorzystaniem skali VAS	51
4.2. Wyniki pomiarów jakości życia z wykorzystaniem SF-36 polskiej wersji	52
4.3. Wyniki progu bólu uciskowego wybranych mięśni z wykorzystaniem MicroFET 2	57
4.4. Wyniki pomiarów zakresu ruchu kręgosłupa szyjnego z wykorzystaniem CROM	64
4.5. Wyniki pomiarów aktywności bioelektrycznej wybranych mięśni z wykorzystaniem sEMG	73
4.5.1. Pomiary aktywności bioelektrycznej wybranych mięśni w spoczynku	73
4.5.2. Pomiary aktywności bioelektrycznej wybranych mięśni podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie prawej	81
4.5.3. Pomiary aktywności bioelektrycznej wybranych mięśni podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie lewej	87
4.5.4. Pomiary aktywności bioelektrycznej wybranych mięśni podczas wykonywania ruchu unoszenia barków	94
5. Dyskusja.....	102
6. Wnioski.....	122
7. Bibliografia	124
Streszczenie	139
Abstract.....	142
Spis tabel.....	144
Spis rycin	145
Aneks	147

WYKAZ SKRÓTÓW

ANZCRT – Australijsko-Nowozelandzki Rejestr Badań Klinicznych (ang. Australian New Zealand Clinical Trials Registry)

BMS – ból mięśniowo-szkieletowy

BMI – wskaźnik masy ciała (*ang. body mass index*)

C – odcinek szyjny kręgosłupa

cm – centymetr, centymetrów

cz. – część

czw – czworobocznego grzbietu

EMG – Elektromiografia

kg – kilogram, kilogramów

kgf – kilogram-siła

m. – mięsień

mm. – mięśnie

m.in. – między innymi

mm – milimetr, milimetrów

MOS – mostkowo-obojczykowo-sutkowy, mostkowo-obojczykowo-sutkowe

MP – mięśniowo-powięziowych

MPPS – mięśniowo-powięziowe punkty spustowe

MVC – maksymalna wartość amplitudy uzyskana w czasie maksymalnego skurczu dowolnego (*ang. Maximal Voluntary Contraction*)

N – liczebność grupy

n – liczebność grupy lub liczba uczestników na danym etapie badania

p – współczynnik istotności statystycznej

pkt – punkty

P – pomiar

P1 – pomiar wyjściowy

P2 – ocena po 3 tygodniach od P1

P3 – ocena kontrolna I (8 tygodni od rozpoczęcia badań)

P4 – ocena kontrolna II (13 tygodni od rozpoczęcia badań)

PP – pochyły przedni

Pr – prawa/prawo/prawy

Le – lewa/lewo/lewy

SD – odchylenie standardowe (*ang. Standard Deviations*)

TEM – technika energii mięśniowej (*ang. Muscle Energy Technique*)

tj. – to jest

TRP – technika rozluźniania pozycyjnego (*ang. Positional Release Technique*)

USA – Stany Zjednoczone Ameryki Północnej,

VAS – skala wizualno-analogowa (*ang. Visual Analogue Scale – VAS*)

SF-36 – kwestionariusz jakości życia (*ang. Short Form Health Survey*)

ZBMP – zespół bólu mięśniowo-powięziowego

sEMG – elektromiografia powierzchniowa (*ang. surface electromyography*)

SENIAM – (ang. Surface Electromyography for Non Invasive assessment of Muscles)

vs – w porównaniu z

zg. b. w Pr – zgięcie boczne w prawo

zg. b. w Le – zgięcie boczne w lewo

μV – mikrowolty

$\bar{x}$ – wartość średnia

1. Wstęp

W ostatnich latach zespół bólu mięśniowo-powięziowego (ZBMP) oraz związane z nim mięśniowo-powięziowe punkty spustowe (MPPS) znajdują się w obszarze szczególnego zainteresowania naukowego oraz klinicznego. Badania prowadzone na całym świecie przez fizjoterapeutów oraz lekarzy nad ZBMP i MPPS obejmujące ich histologię, etiologię, specyficzną patofizjologię, topografię i charakterystykę bólu rzutowanego, a także zastosowanie kliniczne, jednoznacznie wskazują, że stanowią one kluczowy element diagnostyki i terapii dysfunkcji narządu ruchu [1].

Obecność MPPS w obrębie mięśni (mm.) otaczających odcinek szyjny kręgosłupa (C) w dużym stopniu przyczynia się do powstawania tam dolegliwości bólowych. Występujące dolegliwości bólowe to uciążliwy problemem globalny. Zalicza się je do jednych z najbardziej powszechnych objawów w praktyce klinicznej [2,3]. Jest to częste zjawisko w populacji ogólnej, z roczną częstością występowania wynoszącą 11 – 18% [4]. We współczesnym społeczeństwie skłonność ta tłumaczona jest często stresem, spędzaniem dużej ilości czasu w wymuszonej pozycji siedzącej (w samochodzie, w pracy, w domu) oraz brakiem odpowiedniej ilości czasu na efektywny wypoczynek i na aktywność fizyczną [5]. Poziom nasilenia objawów bólowych może wahać się od łagodnego do ekstremalnego i choć nie zagrażają życiu, to istotnie wpływają na jego jakość oraz stan psychospołeczny [6].

Dolegliwości bólowe odcinka szyjnego kręgosłupa to objaw wieloczynnikowy, który stanowi poważny problem współczesnego społeczeństwa [7]. Według Global Burden of Disease Study, to jeden z dwóch głównych czynników, które przyczyniają się do niepełnosprawności na świecie u młodych dorosłych [8]. Pokazuje to, że problem ten dotyczy nie tylko osób starszych, ale również młodszych [9]. Mogą one wynikać z różnych przyczyn, jednak większość z nich dotyczy bólu mięśniowo-szkieletowego (BMS) [10]. Czynnikiem ryzyka rozwoju różnych rodzajów BMS może być także siedzący tryb życia [11,12]. Występujący ból związany jest wielokrotnie z obecnością MPPS [13,14]. Najczęstszą cechą MPPS jest wzrost napięcia mięśniowego, ograniczenie zakresu ruchu w pobliskim stawie oraz spadek siły mięśniowej. MPPS w trakcie palpacji charakteryzują się projekcją bólową często lokalizowaną z dala od głównego problemu [15]. Niektóre wyniki badań wskazują na osłabienie mięśni antagonistycznych do mięśni z mięśniowo-powięziowymi punktami spustowymi, co w efekcie ogranicza także ruch w blisko zlokalizowanych stawach [16]. Ma to niestety znaczący wpływ na diagnozowanie objawów wynikających z patologii tkanki mięśniowo-powięziowej. Niektórzy badacze

wskazują, że w ogólnej populacji występowanie mięśniowo-powięziowych punktów spustowych wynosi 85% i mogą one także wywołać rzutowany wzorec bólu, czyli taki, który nie ogranicza się do samego miejsca występowania lecz przemieszcza się do innych części ciała [17].

Prawidłowa ocena, a także wybór sposobu leczenia dolegliwości bólowych to ważna część rehabilitacji mięśniowo-powięziowych zespołów bólowych. Badania prowadzone przez Kim i wsp. dotyczące terapii punktów spustowych mięśnia (m.) agonistycznego w stosunku do antagonistycznego są inspiracją do przeprowadzenia wnikliwszych badań w tym kierunku [18].

Jak można zauważyć, problem występowania punktów spustowych generujących przedstawione dolegliwości bólowe jest bardzo powszechny i wpływa na jakość życia oraz pogorszenie wydajności pracy społeczeństwa. Wobec powyższego konieczne wydaje się opracowanie strategii programowania rehabilitacji opartej na dowodach naukowych do zaimplementowania w praktyce klinicznej.

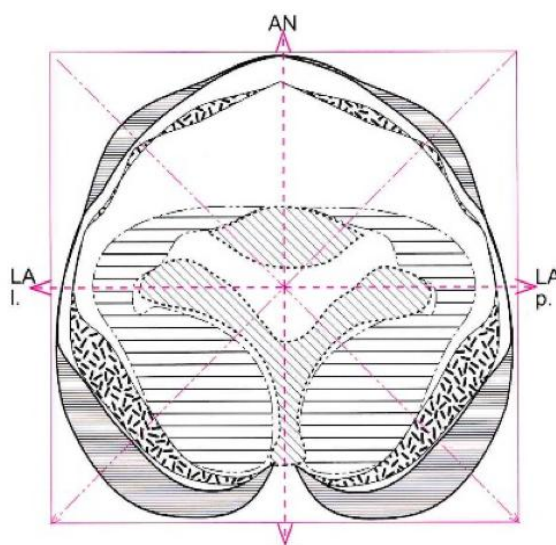
1.1. Znaczenie powięzi oraz dysfunkcji mięśniowo-powięziowych w aspekcie układu ruchu

Jedną z głównych przyczyn wizyt u fizjoterapeutów oraz lekarzy jest dysfunkcja układu mięśniowo-szkieletowego. Związane z nią pojawiające się przewlekłe dolegliwości bólowe bez odpowiedniego leczenia mogą oddziaływać na aspekty zdrowia takie jak samopoczucie psychiczne, fizyczne oraz społeczne [19]. Na przestrzeni ostatnich lat zauważa się częste zainteresowanie powięzią, a liczba badań zawierających termin „powięź” systematycznie wzrasta. Aktualny stan wiedzy wskazuje na istotne znaczenie powięzi w dysfunkcjach układu mięśniowo-szkieletowego. W całym organizmie człowieka tkanka powięziowa jest pośrednio połączona z mięśniami szkieletowymi formując się w sieć o określonych wzorcach [20,21,22].

Powięź w najprostszy sposób można zdefiniować jako sieć tkanki włóknistej, która przenika całe ciało człowieka. Spełnia ona następujące funkcje: podtrzymuje, otacza, chroni, zawiesza, dzieli oraz łączy elementy szkieletowe, mięśniowe i trzewne organizmu [23]. Oprócz tego odżywia całe ciało i odpowiedzialna jest za utrzymywanie równowagi między kompresją, a napięciem dookoła stawów, organów i mięśni przez co określa się ją jako strukturę „tensegracyjną” (wzajemnego oddziaływania) [24]. W odniesieniu do pracy samego mięśnia powięź mięśniowa pełni istotną funkcję transportując obciążenia pomiędzy przyległymi włóknami mięśnia oraz na poziomie pęczków. Ponadto ochrania

mięsień zapobiegając uszkodzeniom pojawiającym się w wyniku jego zbyt dużego rozciągania. Dodatkowo, wspiera synchronizację pracy w trakcie transmisji siły skurczu, a w sytuacji wystąpienia przerw pośród włókien mięśniowych przenosi siły pomiędzy nimi [25].

W organizmie człowieka obecnych jest kilka rodzajów powięzi. Wśród nich wyróżnia się: powięź szeroką (powięź głęboką uda), powięź Campera (powierzchnową powięź ściany dolnej brzucha), powięź Dupuytrena (rozciągną dłoniowe), powięź zewnętrzną otrzewną (warstwa tkanki tłuszczowej między powięzią poprzeczną, a otrzewną ścienną), powięź piersiową (namiętna m. piersiowego większego), powięź stercza (łączna tkanka otaczająca gruczoł krokowy). W związku z powyższym definicja słowa „powięź” stosowana jest w aspekcie wszystkich struktur łącznotkankowych, uwzględniając także podskórną tkankę łączną, powięź wewnętrzną oraz głęboką powięź mięśniową. W zależności od realizowanej funkcji tkanka łączna przybiera zmienną konsystencję i postać. W sytuacji konieczności dostosowania się do zmienności długości mięśni jest elastyczna, przy przenoszeniu siły mięśniowej przyjmuje postać rozciągną. Z kolei, dla wsparcia ślizgu tkanek między odmiennymi elementami charakteryzuje się zwiększoną zawartością komórek tłuszczowych. W szyi oraz tułowie powięź głęboką tworzą trzy blaszki. Blaszke powierzchnią otaczającą mięśnie: czworoboczny, mostkowo-obojęzyczkowo-sutkowy, najszerszy grzbietu. Blaszke środkową obejmującą mięśnie: nadgnykowe, podgnykowe, zębata tylny górny i dolny, dźwigacz łopatki. Blaszke głęboką pokrywającą mięśnie: przykręgosłupowe, przykręgowe oraz proste brzucha [26].



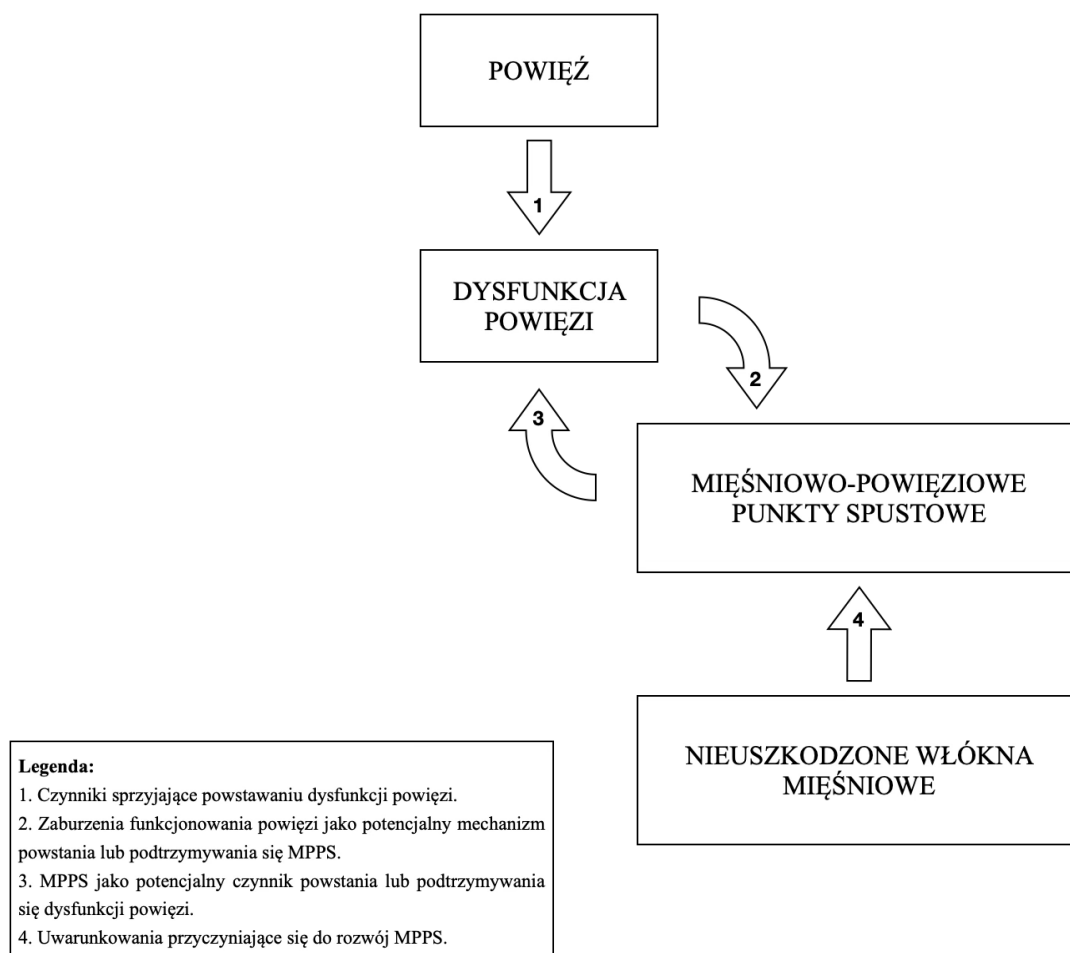
Rycina 1. Blaszka powierzchnią, środkową oraz głęboką powięzi głębokiej szyi [26]

Tkanka powięziowa stanowi zbiór wszelkich włóknistych oraz kolagenowych form tkanki łącznej. W związku z powyższym struktury powięziowe układają się w pewien rodzaj siateczki przebiegającej przez całe ciało człowieka. Mięśnie w ciele ludzkim nie funkcjonują jako niezależne jednostki lecz są postrzegane jako składowa sieci mięśniowo-powięziowej, w której elementem łączącym jest powięź [27]. W zależności od miejsca występowania, powięź różni się pod względem liczby elastycznych włókien, stopnia przyczepności, jak również grubości i stopnia rozciągliwości wobec sąsiadujących tkanek miękkich [28]. Ponadto, liczba łączących się włókien nie jest stała i wykazuje znaczne różnice w zależności od obszarów przejściowych [29]. Ma to szczególną istotność, gdyż struktury łączące części mięśniowe meridianów składają się z tkanki rozciągnowej, ścięgnistej, więzadłowej oraz powięzi głębokiej [20]. Komórki oraz włókna powięzi pełnią swoją rolę prawidłowo wyłącznie, gdy substancja podstawowa pozostaje w formie płynnej (zol). Czynniki takie jak urazy, brak obciążenia, zaburzenia metaboliczne lub przeciążenia, mogą skutkować densyfikacją, czyli wzrostem gęstości tej substancji. Zmiany te zaburzają funkcjonowanie komórek oraz ślizg włókien, w konsekwencji pozbawiając zdolność do synchronizacji włókien mięśniowych wpływających na działanie stawu. Następstwem tych zmian jest konflikt stawowy oraz drażnienie tkanek miękkich, czego klinicznym objawem jest ból [26].

Powszechnie wiadome jest, że powięź wykazuje zdolność do modyfikacji swojego napięcia również pod wpływem działania na nią stresu [30, 31]. Niektórzy autorzy stoją na stanowisku, że przekaz naprężeń może przebiegać na drodze wyznaczonych ścieżek w reakcji na zmieniającą się mięśniową aktywność [32]. Proces mechanotransdukcji, czyli konwersji fizycznych sił w wewnątrzkomórkowej odpowiedzi biomechanicznej, daje możliwość przekazania tych sił na poziomie komórkowym, co w konsekwencji wpływa na przekształcenia ekspresji genów fibroblastów, a także prowadzi do zmiany składu macierzy zewnątrzkomórkowej [30,33]. Częste obciążenia mechaniczne fibroblastów są również powodem uwalniania mediatorów zapalnych [34]. Każda z tych zmian może mieć duży wpływ na codzienne funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego, w tym przenoszenie sił, jak również zdolność ślizgania się struktur. Biorąc pod uwagę, że powięź posiada unerwienie, opisane wyżej dysfunkcje mogą prowadzić do problemów proprioceptywnych, a także do prowokowania dolegliwości bólowych [35].

Dolegliwości mięśniowo-szkieletowe można klasyfikować jako pierwotne i wtórne zespoły bólowe. Pierwotny wynika z bezpośrednich bodźców na skutek makrourazów lub mikrourazów (przeciążenia, zmiany postawy ciała, ruchy powtarzalne) i są to najczęściej

spotykane przyczyny zespołu bólu mięśniowo-powięziowego. Ból mięśniowo-powięziowy wtórny jest z kolei wynikiem bólu rzutowanego z dalszych struktur [17].



Rycina 2. Powiązanie pomiędzy MPPS, a dysfunkcją powięzi (opracowanie własne na podstawie pozycji 25)

1.2. Rola mięśnia mostkowo-obojczykowo-sutkowego w zmianie ruchomości oraz stabilizacji kręgosłupa szyjnego

Ograniczenia funkcjonalne w odcinku szyjnym kręgosłupa spowodowane dolegliwościami bólowymi często związane są ze zwiększoną aktywnością mięśni zginaczy powierzchownych szyi takich jak mięsień mostkowo-obojczykowo-sutkowy (MOS), mięsień pochyły przedni (PP) oraz ze zmniejszoną aktywnością m. zginaczy głębokich szyi takich jak m. długi głowy i m. szyi. U osób z przewlekłym bólem zwłaszcza w trakcie dynamicznych ruchów kończyn górnych oraz zgięcia izometrycznego szyi obserwuje się wzrost aktywacji mięśni MOS i mięśnia PP [36]. Przy

ustawieniu głowy w protrakcji dochodzi do nadmiernej aktywacji oraz skrócenia mięśnia MOS [37].

Mięsień mostkowo-obojczykowo-sutkowy charakteryzuje się wieloma funkcjami oraz podwójnym unerwieniem [38]. Jego budowę stanowią dwie głowy: przyśrodkowa oraz boczna. Obie głowy zazwyczaj są połączone, jednak wyraźnie można wyodrębnić część obojczykową oraz mostkową tego mięśnia. Skurcz jednostronny m. MOS obejmuje: pochylenie głowy w kierunku skurczu, jej rotację w stronę przeciwną oraz wyprost. Natomiast efekt obustronnego skurczu tego mięśnia prostuje głowę w kierunku tylnym tym samym unosząc twarz do góry pogłębiając szyjną lordozę. Przy wyprostowanym i ustalonym kręgosłupie szyjnym obustronna praca m. MOS pociąga głowę ku przodowi [39]. Skurcz tego mięśnia ułatwia fazę wdechu [40]. Warto zauważyć, że charakter jego funkcji jest uzależniony od ustawienia ciała, jak również od segmentu kręgosłupa szyjnego. Pozycja stojąca sprawia, że mięsień ten może jednocześnie zginać dolną część odcinka szyjnego kręgosłupa oraz prostować jego górne segmenty. Zakres tej funkcji najczęściej obserwowany jest między segmentami C2-C3 oraz C3-C4 [41].

Powiązania funkcjonalne oraz anatomiczne układu przedsionkowego z mięśniami powierzchownymi oraz głębokimi odcinka szyjnego w tym z m. MOS, akcentują znaczenie tego mięśnia w kontroli ruchu [42]. Przebieg, dynamika rozwoju oraz kształt m. MOS odgrywają kluczową rolę w utrzymaniu stabilnej pozycji głowy u człowieka [39]. Ponadto ściśle związany z motoneuronami tego mięśnia układ przedsionkowy wpływa na ruchy szyi i wspiera prawidłową postawę [38].

Warstwy powierzchowne powięzi umożliwiają anatomiczne powiązanie m. MOS z powięzią obejmującą przednią część mostka oraz struktury połączeń żebrowo-chrzęstnych [41].

Zaburzenia w budowie jak również w fizjologii mięśnia MOS mogą skutkować wystąpieniem ograniczeń funkcjonalnych obejmujących zmniejszenie zakresu ruchu odcinka szyjnego kręgosłupa, jak również występowanie asymetrii ruchowej, zwłaszcza w przypadku zmian jednostronnych [43].

1.3. Wpływ mięśniowo-powięziowych punktów spustowych na układ mięśniowo-szkieletowy

ZBMP to zespół bólowy dotyczący tkanek miękkich, który charakteryzuje się występowaniem miejscowego lub promieniującego bólu. Często opisuje się go jako schorzenie mięśniowo-szkieletowe o charakterze niezapalnym, skorelowane z bólem oraz

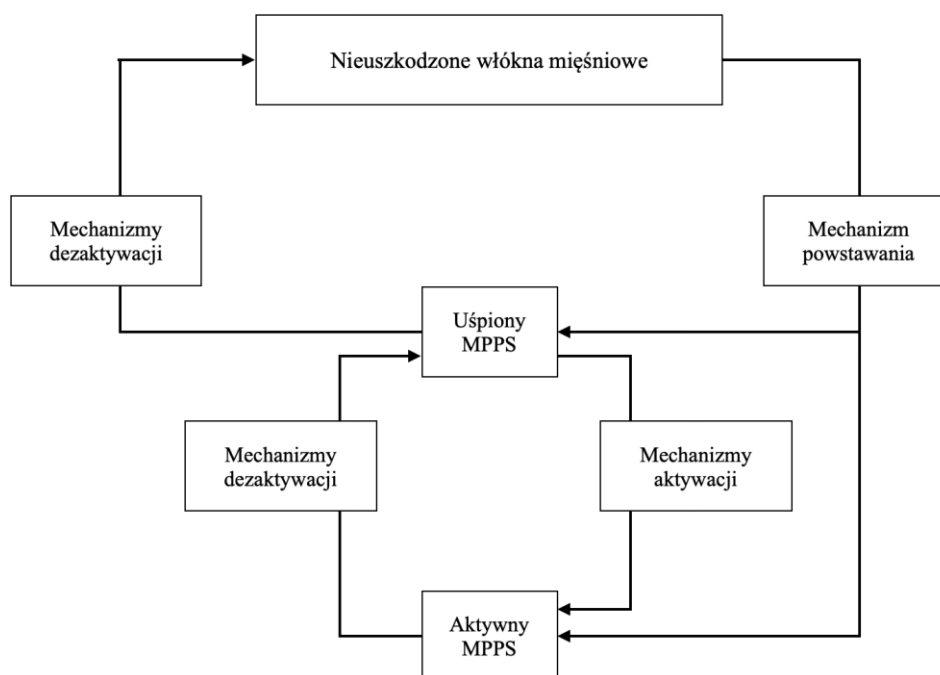
uczuciem sztywności w mięśniach [44]. Ból ten często wynika z obecności mięśniowo-powięziowych punktów spustowych (MPPS) w pasmach mięśniowych i może dotyczyć zarówno bólu przewlekłego, jak i ostrego. MPPS są określane jako bolesne obszary w kształcie guzków, które są bardzo wrażliwe na nacisk [45]. Wywołują ból miejscowy i/lub rzutowany poprzez ręczny ucisk, jak również samoistnie [46]. Biorąc pod uwagę stopień aktywności rozróżnia się aktywne, utajone oraz embrionalne MPPS [47,48]. Aktywne MPPS mogą wywoływać ból w spoczynku, osłabiają mięśnie oraz uniemożliwiają pełen zakres ruchu. Natomiast utajone MPPS charakteryzują się brakiem objawów lecz można je ujawnić w trakcie głębokiej palpacji i nacisku w odpowiedniej lokalizacji [49].

W niektórych przypadkach, mogą one również powodować ból rzutowany [6]. Stosunkowo często pacjenci nie są świadomi występowania u siebie utajonych punktów spustowych. Niektórzy autorzy sugerują, że utajone mięśniowo-powięziowe punkty spustowe powinny podlegać diagnostyce i leczeniu u osób z dolegliwościami bólowymi [50,51].

Mięśniowo-powięziowe punkty spustowe dzieli się także na pierwotne, wtórne i satelitarne. Jest to podział w zależności od czasu oraz rodzaju ich powstawania. Pierwotny MPPS to taki, który aktywuje się poprzez przewlekłe lub ostre przeciążenia oraz w konsekwencji przeciążenia danego mięśnia. Z kolei wtórny mięśniowo-powięziowy punkt spustowy obecny jest w m. synergistycznych lub/i w m. antagonistycznych, względem mięśnia, w którym uaktywnił się pierwotny MPPS. Powstają one na skutek przeciążeń, nadmiernego wsparcia pracy mięśnia z pierwotnym MPPS (jako synergista) lub przeciwdziałaniu zbyt dużego napięcia (jako antagonist). Punkty satelitarne wytwarzają się w strefie przeniesionego bólu pierwotnego punktu spustowego. Ich przyczyna związana jest z aktywnością punktu spustowego w innych grupach mięśniowych. Natomiast satelitarne MPPS w miejscu występowania posiadają pobudzone nocyceptory [52].

Mięśniowo-powięziowe punkty spustowe związane są z dysfunkcją w obszarze płytek motorycznych skorelowanych ze zwiększonym uwalnianiem acetylocholiny. Obserwuje się wiele potencjalnych przyczyn tego stanu. Zalicza się do nich m.in.: podwyższoną wrażliwość nikotynowych receptorów acetylocholiny, niewydolność acetylocholinoesterazy, przemieszczenie PH w stronę kwaśnych wartości, brak trójfosforanu adenozy, niedotlenienie tkanek, wybrane mutacje genu czy stosowanie niektórych leków [25].

Patofizjologia mięśniowo-powięziowych punktów spustowych to złożony mechanizm, który wciąż jest nie do końca poznany. Literatura tematu wskazuje na kilka teorii odnoszących się do patofizjologii MPPS. Jedna z nich dotyczy sensytyzacji włókien nerwowych, gdzie uporczywy bodziec sensoryczny w zaburzonych zakończeniach nerwów obwodowych doprowadza do centralnej sensytyzacji w rdzeniu kręgowym. W konsekwencji prowadzi to do rozszerzenia aktywności neuronu rogu grzbietowego, co powoduje rzutowany ból regionalny, wykraczający poza typowy wzorzec dermatomalny [53]. Z kolei inna teoria przedstawia, że przedłużony skurcz w mięśniach to mechanizm patogeny, który prowadzi do nagromadzenia produktów przemiany materii oraz miejscowego niedokrwienia tkanek. Miejscowe niedokrwienie prowadzące do miejscowego niedotlenienia hamuje syntezę wystarczającego zasobu adenozynotrójfosforanu w mięśniowej tkance. W rezultacie pompa jonów wapnia nie wykazuje prawidłowej aktywności. W konsekwencji filamenty aktyny oraz miozyny pozostają w ścisłym połączeniu (układ sztywnych połączeń). Długotrwałe układy sztywnych połączeń ograniczone lokalnie do mięśniowych włókien są substratem patofizjologicznym MPPS. Fragmenty mięśniowych włókien oddzielające skrócone sarkomery wykazują nadmierne rozciągnięcie i wydłużenie na poziomie kompensacji. Zaburzenia te podtrzymują cykle aktywności współczulnej oraz motorycznej, co w konsekwencji doprowadza do reakcji bólowej. Reakcja ta może trwać nawet po eliminacji bodźca początkowego [25,54]. Innym mechanizmem patofizjologii MPPS zaproponowanym przez Stecco i wsp. są zmiany w obszarze powięzi mięśniowej. Autorzy sugerują, że w warunkach uszkodzenia bądź przeciążenia powięź może ulec zagęszczeniu, w konsekwencji wpływając na właściwości biomechaniczne mięśniowej tkanki [55]. Zmiany te prowadzą do zmniejszenia elastyczności mięśnia oraz obniżenia ich siły skurczu [56]. Powszechnie przyjmuje się, że przekształcenia na poziomie powięzi związane są z dysfunkcjami obejmującymi miofibryle, fibroblasty oraz macierze zewnątrzkomórkowe [57].



Rycina 3. Mechanizm powstawania, aktywacji oraz dezaktywacji MPPS (opracowanie własne na podstawie pozycji 25)

Pojawiające się MPPS w mięśniach otaczających odcinek szyjny kręgosłupa mogą występować w m. MOS, części górnej mięśnia czworobocznego grzbietu (cz. górna m. czw.), m. dźwigacza łopatki, m. płatowatym głowy oraz szyi, a także mięśniach twarzy – m. skroniowym, m. żwacz. Każdy z tych mięśni posiada unikalny wzorzec promieniowania bólu w przypadku utajonych punktów spustowych. Dla przykładu utajony MPPS w mięśniu płatowatym głowy może prowokować dolegliwości promieniujące na wierzchołek czaszki z kolei utajony MPPS w m. żwacz może dawać ból rzutowany aż do tylnej części potylicy oraz żuchwy. Mięsień MOS jest jednym z czterech mięśni, w którym obecność punktów spustowych może powodować bóle głowy. Warto zwrócić uwagę również na to, że mięśniowo-powięziowe punkty spustowe obecne w mięśniach otaczających odcinek szyjny kręgosłupa często powodują zaburzenia autonomiczne (łzawienie, nadmierna potliwość, zmiany temperatury, zaczerwienienie skóry) oraz objawy neurootologiczne tj.: szumy uszne, zawroty głowy) [58]. Czasem odczucia subiektywne pacjenta obejmują parestezje, niewyraźne widzenie, osłabienie, tiki mięśniowe, ale również zaburzenia koordynacji [59].

Etiologia mięśniowo-powięziowych punktów spustowych obejmują przeważnie czynniki wywołujące oraz podtrzymujące, które mogą występować jednocześnie u jednego pacjenta [60]. Ogólne przyczyny ZBMP obejmują powtarzające się napięcia

w mięśni, uszkodzenia urazowe, brak aktywności fizycznej, nieprawidłową postawę, zmiany nerwowo-mięśniowe oraz obecność chorób ogólnoustrojowych [61]. Coraz częściej mówi się również o wpływie chronicznego stresu oraz strachu na podtrzymywanie aktywności punktów spustowych. Warto zauważyć, że zbyt niska zawartość substancji odżywczych także może odpowiadać za utrzymanie aktywności MPPS [52]. Do powszechnych przyczyn powstawania MPPS można zaliczyć również: zaburzenia snu, przewlekłe zmęczenie, czy niewydolność mięśniową [62]. Długo trwający ból mięśniowo-powięziowy w szczególności generowany przez kilka czynników ma charakter predysponujący, przyczynowy i podtrzymujący występowanie objawów [25].

Kliniczne objawy odnoszące się do MPPS opisywano jako pośrednio lub bezpośrednio wywołane. Objawy rozwijające się bezpośrednio w wyniku MPPS występują jako: ból, zaburzenia ruchowych funkcji oraz zmiany troficzne i zmiany działania układu autonomicznego. Z kolei objawy pośrednio wywołane obejmują: zaburzenia międzymięśniowej i wewnątrzmięśniowej kontroli motorycznej, ograniczenia ruchomości, zaburzenia przepływu w naczyniach krwionośnych, uwięźnięcia nerwowo-mięśniowe, podrażnienia czucia głębokiego, przewlekłe zaburzenia na obwodzie ciała [25].

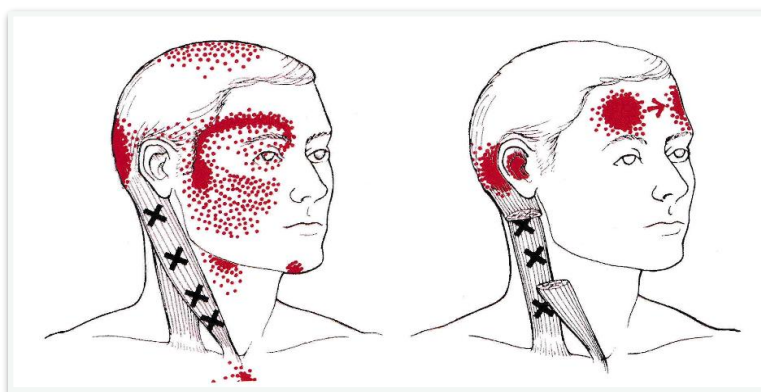
Częstsze przebywanie w statycznych pozycjach niż w ruchu może odpowiadać za napięcie oraz brak elastyczności mięśni, jak również za hamowanie dynamiczne mięśni. W konsekwencji może prowadzić to do biomechanicznej nierównowagi pomiędzy mięśniami posturalnymi, a dynamicznymi. Pojawienia się w mięśni MPPS prowadzi do zaburzenia lokalnej równowagi mechanicznej [61,63]. Brak leczenia bólu występującego w mięśni przez dłuższy okres czasu lub aktywowanie mięśnia wielokrotnie potęguje nierównowagę biomechaniczną. W konsekwencji może prowadzić to do powstawania wtórnych MPPS w innych mięśniach wpływając na funkcjonowanie stawu [60].

1.3.1. Mięśniowo-powięziowe punkty spustowe mięśnia mostkowo-obojczykowo-sutkowego

Mięśniowo-powięziowe punkty spustowe m. MOS są zlokalizowane na jego całej długości w jego części mostkowej oraz obojczykowej z charakterystycznym bólem promieniującym oraz specyfiką objawów. Mięsień ten posiada również czynniki wyzwalające te dolegliwości bólowe [52].

Tabela 1. Lokalizacja bólu promieniującego, objawy oraz czynniki wyzwalające mięśniowo-powięziowe punkty spustowe na mięśniu MOS (opracowanie własne na podstawie pozycji 52)

	BÓL PROMIENIUJĄ CY	OBJAWY	CZYNNIKI WYZWALAJĄCE
CZĘŚĆ MOSTKOWA	- gardło, - ciemię, - policzek, - oko, - potylica.	- bóle głowy, - bóle twarzy.	- rotacja głowy np. przy lekko skrzywanej do boku głowie, - jednostronne obciążenie kończyn dolnych, różnica asymetrii długości kończyn dolnych,
CZĘŚĆ OBOJCZYKOWA	- okolica czołowa: po przeciwnej lub po tej samej stronie, - ucho zewnętrzne: głęboko do niego lub z tyłu.	- bóle głowy w obszarze czoła, - zaburzenia równowagi ciała, - bóle ucha, - zawroty głowy przy zmianie pozycji ciała.	- rodzaj pracy, w której m. MOS jest ekscentrycznie przeciążony, - skrzywienie boczne kręgosłupa, - zwichnięcia kręgosłupa szyjnego.



Rycina 4. Mięsień MOS część mostkowa i obojczykowa: mięśniowo-powięziowe punkty spustowe z lokalizacją promieniowania [52]

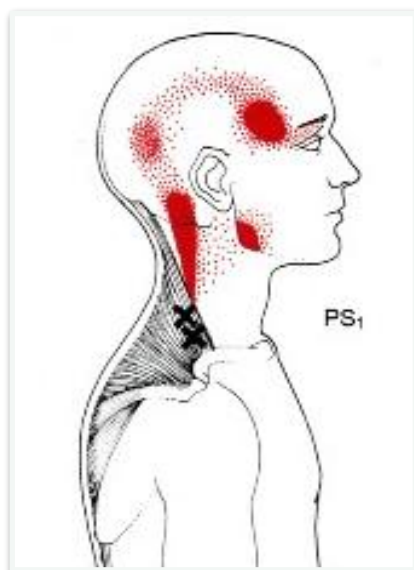
1.3.2. Mięśniowo-powięziowe punkty spustowe mięśnia czworobocznego grzbietu

Mięśniowo-powięziowe punkty spustowe dla cz. górnej m. czworobocznego są zlokalizowane w jego części zstępującej, poprzecznej oraz wstępującej. Każda z części charakteryzuje się swoim bólem promieniującym i specyficznymi objawami.

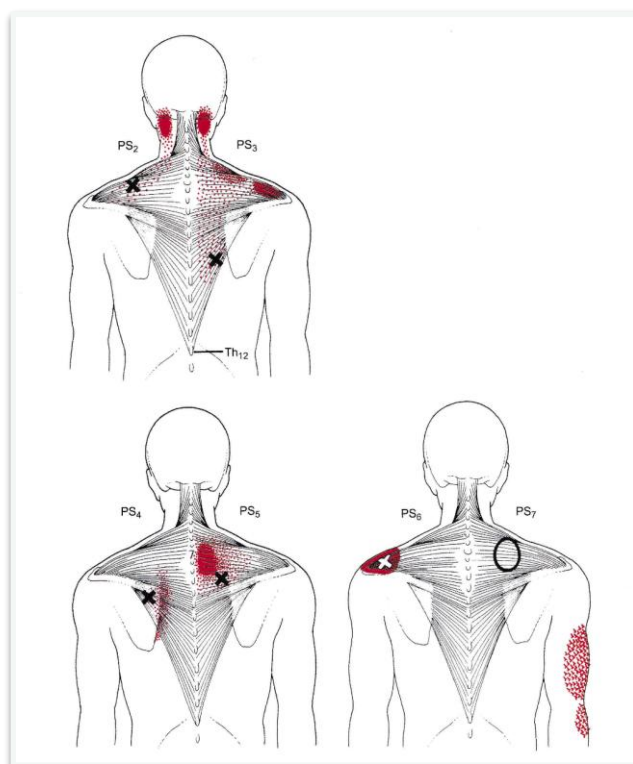
Charakterystyczne są również czynniki wyzwalające te dolegliwości bólowe w tym obszarze [52].

Tabela 2. Ból promieniujący, objawy oraz czynniki wyzwalające mięśniowo-powięziowe punkty spustowe na mięśniu czworobocznym grzbietu (opracowanie własne na podstawie pozycji 52)

MIĘSIEN CZWOROBOCZNY GRZBIETU	BÓL PROMIENUJĄCY	OBJAWY	CZYNNIKI WYZWAŁAJĄCE
CZEŚĆ ZSTĘPUJĄCA	- okolica skroni oraz potylicy, - grzbietowo-boczna część w pobliżu kąta żuchwy oraz szyi.	- bóle napięciowe głowy, - bóle szyi, - mdłości, - zawroty głowy, - ograniczenie w końcowym zakresie rotacji oraz zgięcia bocznego głowy w przeciwnym kierunku.	- protrakcyjne ułożenie głowy, - nawykowe uniesienie barków, - uniesienie barków jednostronne w konsekwencji skrzywienia bocznego kręgosłupa lub różnicy w długości kończyn dolnych, - zbyt mała stabilizacja kręgosłupa i/lub łopatek, - doznany uraz dystorsyjny szyjnego kręgosłupa, - zespół odwiedzeniowy.
CZEŚĆ POPRZECZNA	- obszar tego mięśnia w pobliżu podpotylicznej, - w okolicy wyrostka barkowego, - w punkcie przejścia barkowo-szyjnego. - od szyi przez bark do wyrostka barkowego, - okolica wyrostka sutkowatego.	- głęboki i dokuczliwy ból w okolicy podpotylicznej, - uczucie „gęsiej skóry” oraz ból w okolicy barku, wyrostka barkowego, szyi.	- przeciążenia w konsekwencji rozciągnięcia mięśnia np. w przypadku pleców okrągłych, - skrzywienie boczne kręgosłupa, - jednostronne nawyki ruchowe, - przeciążenia w wyniku aktywności wymagającej dobrej stabilizacji łopatki.
CZEŚĆ WSTĘPUJĄCA			



Rycina 5. Mięsień czworoboczny grzbietu część zstępująca: mięśniowo-powięziowe punkty spustowe z lokalizacją promieniowania [52]



Rycina 6. Część poprzeczna i wstępująca mięśnia czworobocznego grzbietu: mięśniowo-powięziowe punkty spustowe z lokalizacją promieniowania [52]

1.3.3. Diagnostyka zaburzeń mięśniowo-powięziowych

Diagnostyka funkcjonalna to bardzo ważne narzędzie służące do oceny układu ruchu. Umożliwia ona rozpoznanie dysfunkcji, która może pełnić rolę elementu poprzedzającego wystąpienia zmian strukturalnych lub być jej konsekwencją. Elementem mającym wpływ na diagnostykę funkcjonalną jest analiza układu mięśniowo-powięziowego, który odpowiada za stabilizację, integrację ruchu oraz proces transmisji obciążeń. Występowanie zaburzeń w zakresie tego układu może oddziaływać na jakość wzorca ruchowego, jak również może prowadzić do występowania przeciążeń. W związku z powyższym włączenie diagnostyki funkcjonalnej do oceny dysfunkcji mięśniowo-powięziowej jest kluczowe jako element kompleksowej analizy pacjenta.

W przypadku zaburzeń mięśniowo-powięziowych (MP) istotne informacje takie jak analiza danych z wywiadu oraz przedmiotowego badania, a także charakterystyka zgłaszanego bólu mogą wskazywać na występowanie MPPS [52]. Do zlokalizowania MPPS badanie palpacyjne wciąż jest jedną z najczęściej wykorzystywanych metod w praktyce klinicznej [62].

W klinicznym obrazie pacjenci przeważnie opisują ból mięśniowo-powięziowy jako:

- ciągnący oraz głęboko uciskający,
- głęboko umiejscowiony,
- kuczowy,
- piekący.

Ważnym aspektem w diagnostyce problemów MP jest odpowiednio przeprowadzona palpacja. Palpacja wykonywana poprzecznie względem kierunku włókien mięśniowych umożliwia wykrycie pasma miogelozy. W trakcie przeprowadzania badania palpacyjnego obserwuje się możliwość ślizgu pasm mięśniowych między palcami badającego, co w konsekwencji może wywołać krótki miejscowy skurcz mięśnia [64]. Wyróżnia się dwa rodzaje palpacji: płaską oraz chwytem szczypcowym. Palpację płaską charakteryzuje przesuwanie opuszków dwóch/trzech palców w poprzek mięśniowych włókien, gdy anatomiczne ukształtowanie lub/i konsystencja tkanek nie pozwala na chwyt brzośca mięśnia. Chwyt szczypcowy polega na objęciu mięśnia między wskazującym palcem, a kciukiem. Po odnalezieniu napiętego pasma, w jego obrębie należy zlokalizować obszar o zwiększonej twardości, który stanowi występowanie punktu spustowego. Palpację przeprowadza się w pozycji spoczynkowej. Podczas badania nacisk zwiększa się stopniowo biorąc pod uwagę reakcję badanego [52]. W praktyce klinicznej dość często

obserwuje się czynniki utrudniające: obfita tkanka tłuszczowa, zmiany włókniste, hipertoniczne warstwy mięśni, rozbudowana masa mięśniowa, obecność rozciągnięć pokrywających MPPS, jak również miejscowy mimowolny skurcz mięśnia [65]. Kluczowym aspektem podczas diagnostyki MPPS jest uwzględnienie głównych oraz uzupełniających kryteriów diagnostycznych (Tabela 3) [52].

Tabela 3. Kryteria główne oraz uzupełniające przy diagnostyce MPPS [52]

KRYTERIA DIAGNOSTYCZNE POTWIERDZAJĄCE WYSTĘPOWANIE MIĘŚNIOWO POWIĘZIOWYCH PUNKTÓW SPUSTOWYCH	
GLÓWNE	UZUPEŁNIAJĄCE
- pasma miogelozy, - maksymalna czułość na ucisk, - odwzorowanie objawów podczas mechanicznej stymulacji.	- występowanie w okolicy pasma miogelozy zgrubień tkankowych, - promieniowanie bólu, - lokalna reakcja mięśniowego drżenia, - odwzorowanie objawów w trakcie, - rozciągania lub skurczu mięśnia, - spadek siły mięśniowej przy braku symptomów atrofii mięśnia, - zaburzona koordynacja ruchowa.

1.4. Koncepcje terapii manualnej w leczeniu dysfunkcji mięśniowo-powięziowych

Ból wywołany przez MPPS można złagodzić lub/i całkowicie zwalczyć poprzez zastosowanie odpowiednich terapii [60]. W leczeniu MPPS do często stosowanych w praktyce klinicznej terapii należą:

- techniki rozluźniania pozycyjnego,
- techniki energii mięśniowej,
- technika ucisku niedokrwiennego,
- techniki schładzania łączone wraz ze stretchingiem,
- masaż tkanek głębokich [52, 62,66].

W celu osiągnięcia dobrych rezultatów terapeutycznych oraz utrzymania ich w czasie, ważnym elementem w leczeniu MPPS jest także terapia ruchem. Pomaga ona

w przywróceniu prawidłowej elastyczności oraz norm długości mięśni, jak również zwiększeniu ich wytrzymałości [60].

Do innych metod leczenia MPPS można zaliczyć również:

- suche igłowanie,
- ostrzykiwanie (np. toksyną botulinową),
- elektryczną przezskórną nerwową stymulację,
- terapię falą uderzeniową [52].

1.4.1. Techniki rozluźniania pozycyjnego

Techniki rozluźniania pozycyjnego (TRP) pełnią rolę skutecznej formy terapii w łagodzeniu bólu, a także zaburzeń biomechanicznych. Należą one do grupy metod manualnych. TRP to metody pośredniego oddziaływania - ich głównym celem jest stworzenie jedynie odpowiednich warunków sprzyjających korzystnym zmianom fizjologicznym. Techniki rozluźniania pozycyjnego są wykorzystywane w terapii struktur okołostawowych oraz tkanek miękkich [67].

Pierwotnie w TRP opisywano dwie główne koncepcje. Pierwsza, a zarazem główna i najczęściej stosowana została opracowana przez dr. Lawrence'a Jonesa i nosi nazwę technika napięcie/rozluźnienie (N/R). Początkowo w 1964 roku Jones nazwał jako „spontaniczne rozluźnienie przez pozycjonowanie”. N/R została opracowana w oparciu o wyniki z badań klinicznych [67]. Metoda N/R wykorzystuje obserwację intensywności bólu w celu wyznaczenia optymalnego ułożenia danego segmentu ciała. Druga z koncepcji nosi nazwę technika funkcjonalna. Polega ona na łączeniu ustawienia ciała z badaniem palpacyjnym tkanek dotkniętych dysfunkcją do czasu ustawienia ich w pozycji zapewniającej największe rozluźnienie, uwzględniając brak odczuwania bólu przez pacjenta. Oprócz techniki napięcie/rozluźnienie do głównych odmian TRP, wywodzących się z osteopatii należą: technika funkcjonalna, zrównoważone napięcie powięziowe, technika wisceralna [67].

Istotą każdej z form TRP jest ustawienie tkanek w pozycji rozluźnienia i pozostania w niej aż do momentu samoistnego zmniejszenia napięcia. Odmienność pomiędzy technikami dotyczy przede wszystkim procedury dochodzenia do rozluźnionej pozycji. Wykonując techniki rozluźniania pozycyjnego należy pamiętać o odpowiednim ustawieniu tkanek, stawów czy też mięśni w pozycji jak najbardziej komfortowej dla pacjenta [67]. Istotnym celem tej metody jest znalezienie sposobu, który pozwoli na

zmianę stanu tkanek w sposób naturalny [62]. Według Jonesa pozycja umożliwiająca rozluźnienie często odpowiada tej, w której nastąpiło przeciążenie czy też uszkodzenie. Pozwala to na „zresetowanie” tkanek rozluźniając mięsień i zmniejszając ból [68].

Techniki rozluźniania pozycyjnego wykorzystywane do leczenia spazmatycznych oraz nadmiernie napiętych tkanek miękkich nie zakładają wykorzystywania metod rozciągania ani wydłużania. Każda z technik próbuje odszukać możliwość, aby wywołać takie warunki, które pozwolą na korzystną zmianę w ciele. Dzięki swobodnemu, bezbolesnemu i zrównoważonemu ustawieniu TRP zapewniają pacjentowi komfort i bezpieczeństwo [67].

1.4.2. Techniki energii mięśniowej

Techniki energii mięśniowej tworzą pierwotnie grupę osteopatycznych metod manipulacyjnych na tkankach miękkich, w których skład zalicza się precyzyjnie kontrolowane i kierowane, zaczynane przez pacjenta napięcia izometryczne lub/i ruchy izotoniczne, przeprowadzane w celu zmniejszenia bólowych objawów oraz poprawy pracy narządu ruchu. Mimo, że TEM są nakierowane głównie na pracę na tkankach miękkich, to w dużym stopniu mogą one mobilizować stawy [69].

W literaturze nie pojawia się informacja dotycząca jednego głównego autora, uznanego za twórcę TEM, niemniej można zauważyć, że prace koncepcyjne nad tą metodą terapeutyczną rozpoczął w 1958 roku Fred Mitchell senior. Techniki te powstały również na bazie procedur osteopatycznych wywodzących się od pioniera osteopatii - T.J. Ruddy. TEM rozwijały się i były udoskonalane za sprawą działań Karela Lewita - specjalisty medycyny fizykalnej [69].

Do jednych z celów TEM należy rozluźnienie zbyt napiętych mięśni, a kolejno ich rozciągnięcie. Stosując tę metodę trzeba zwracać uwagę na dwie główne zasady neurofizjologiczne. Pierwsza z nich głosi, że po skurczu izometrycznym występuje hamowanie (znane również jako poizometryczna relaksacja mięśni - PIR). Oznacza to, że mięsień w tym czasie jest przez krótki czas w stanie rozluźnienia utajonego. Zasada druga dotyczy hamowania recyprokalnego i stwierdza, że w momencie napięcia jednego mięśnia automatycznie rozluźniane są mięśnie antagonistyczne do niego [69].

We wszystkich stosowanych technikach energii mięśniowej terapeuta bazuje na aktywnej pracy mięśni pacjenta, w trakcie której dostosowuje opór lub wspomaga jego wysiłek. Metoda ta znalazła zastosowanie w niemal wszystkich innych dziedzinach

terapii manualnej i jest w coraz szerszym zakresie stosowana nie tylko w fizjoterapii, ale również w chiropraktyce, w treningu sportowym i w masażu [69].

1.4.3. Technika ucisku niedokrwienego

Ucisk niedokrwieny należy do metod terapii punktów spustowych o niewielkim stopniu inwazyjności [52]. Travell i Simons już w latach osiemdziesiątych XX wieku podkreślali znaczenie ucisku niedokrwienego, jako jednego ze skuteczniejszych sposobów leczenia bólu wywołanego przez mięśniowo-powięziowe punkty spustowe u pacjentów [15, 70]. Metoda ta polega na odpowiednio długotrwałym utrzymaniu docisku MPPS do podłoża kostnego lub ściśnięciu go między palcem wskazującym, a kciukiem. Zastosowanie dobrze dostosowanego ucisku wpływa na dezaktywację punktu spustowego. Autorzy Travell i Simons określili tą metodę jako „ucisk niedokrwieny”, gdyż po ustąpieniu nacisku można zaobserwować w pierwszej kolejności zblednięcie skóry, a kolejno reaktywne przekrwienie. Ucisk należy zastosować precyzyjnie w miejscu punktu spustowego z intensywnością dopasowaną indywidualnie do pacjenta. Taki nacisk stosuje się aż do momentu ustąpienia bólu i wycucia pod palcami terapeuty rozluźnienia. Czas kompresji wynosi od 15 do 60 sekund, a po krótkiej przerwie można ją wielokrotnie powtórzyć [52].

Autorzy Travell i Simons od lat dziewięćdziesiątych dwudziestego wieku podejmowali badania o delikatnym ucisku, który niejako „podąża” za stopniowym rozluźnieniem się napiętych tkanek. Nacisk ten zwiększa się do wywołania dyskomfortu lub bólu i pojawienia się rzutowania, bądź promieniowania objawów. Następnie utrzymany przez ok. 5s i kolejno przerywany na 2-3. [60,70]. Taką sekwencję należy powtarzać do momentu obniżenia dolegliwości bólowych lub po upływie dwóch minut. Progresja nacisku opisana została także przez Kostopoulusa, która według obowiązującej teorii powoduje rozluźnienie sarkomerów w napiętych MPPS [62,66].

1.4.4. Techniki schładzania łączone wraz ze stretchingiem

Techniki schładzania łączone wraz ze stretchingiem zwane spray and stretch już w 1952 roku opisywała Travell, zauważając, że prowadzą one do szybkiej dezaktywacji MPPS. Spray and stretch pozwala na rozciągnięcie mięśnia bez wyzwalanie dolegliwości bólowych. Metodę uważa się za efektywną i nieinwazyjną, a stosowanie jej ma istotne znaczenie u pacjentów w fazie ostrej [71]. Proces ochładzania mięśnia odbywa się przy

zastosowaniu aerozolu chłodzącego. Zimno aplikowane nad mięśniem z PS powoduje blokadę dopływu bólowych impulsów, czego efektem jest rozluźnienie mięśnia objętego terapią [72,73,74]. W literaturze prezentowane są odmienne stanowiska różnych badaczy. Niektórzy autorzy uważają za istotne zastosowanie schładzania przed oraz podczas rozciągania, lecz nigdy po, natomiast inni sugerują zmianę polegającą na schładzaniu mięśnia po rozciągnięciu zmieniając nazwę na – stretch and spray [70]. W tej koncepcji za istotne uważa się poddanie stymulacji wrzecionek nerwowo-mięśniowych przed zastosowaniem sprayu, dlatego za konieczne uznaje się początkowy stretching mięśnia. Aplikacja sprayu odbywa się od początkowych do końcowych przyczepów mięśnia, a po jego zastosowaniu tkanki utrzymują się w stanie skrócenia kilka sekund wracając po chwili powoli do nowej długości spoczynkowej [74].

1.4.5. Masaż tkanek głębokich

Masaż tkanek głębokich (MTG) należy do współczesnych rodzajów masażu, którego celem jest redukcja napięć w rejonie mięśni oraz połączonej z nimi powięzi. Istotą MTG jest oddziaływanie terapeutyczne w przypadku zaburzeń mięśniowo-powięziowych oparte na odpowiednim obniżaniu napięcia tkanek, usprawnieniu ich przesuwalności w stosunku do siebie, a także zmniejszeniu restrykcji [75]. W efekcie pacjent zyskuje rozciągliwość powięzi oraz mięśni, poprawę mobilności, co wpływa na zwiększenie zakresu ruchomości [76].

W literaturze, MTG został w różny sposób opisywany przez m.in. Enrique Fabian Fernandez, Art Riggs, Jane Johnson. Zdaniem autora Marian Wolfe Dixon MTG jest częścią masażu mięśniowo-powięziowego. Z kolei według Thomasa Hendricksona, MTG to element terapii ortopedycznej. Natomiast Carole Osborne-Sheets tę formę terapii określa jako „rzeźbienie mięśniowo-powięziowe”. Warto pamiętać o tym, że znaczna część technik została zaczerpnięta z Integracji Strukturalnej, jak również rozluźniania mięśniowo-powięziowego [77,78].

W MTG zastosowanie różnorodnych technik bazujących na pracy ergonomicznej terapeuty, umożliwia wysoką efektywność zabiegu przy minimalnym wysiłku fizycznym masażysty. Dobór odpowiednich metod podczas przeprowadzania MTG przez terapeutę powinien być świadomy i celowy po prawidłowej ocenie funkcjonalnej pacjenta, uwzględniając informacje generowane przez organizm [75].

Autorzy niektórych badań podkreślają, że MTG to podejście terapeutyczne, które w większym stopniu bazuje na opiece nad pacjentem oraz filozofii leczenia, niż na grupie

poszczególnych procedur. W efekcie bardzo ważnym aspektem jest identyfikacja nieprawidłowości w tkankach pacjenta, a nie tylko nabycie umiejętności technik manualnych [79].

Metodyka wykonywania tego rodzaju masażu wymaga unikania ślizgu po powierzchni skóry pacjenta, dlatego nie zaleca się stosowania dużej ilości preparatu poślizgowego [80]. Warto zauważyć, że techniki stosowane w MTG w dużej mierze są bezpieczne, a podczas terapii pacjent jest aktywnym jej uczestnikiem wykonując właściwe czynności i ruchy wpływając tym na redukcję napięć. Do tej formy masażu warto zakwalifikować osoby z zaburzeniami funkcji narządu ruchu powiązane ze zmianami funkcjonalnymi w układzie mięśniowo-powięziowym takimi jak MPPS, sklejenia powięzi oraz niedostateczna przesuwalność tkanek w stosunku do siebie. Wyniki badań naukowych potwierdzają skuteczność stosowania MTG u osób z chorobą zwyrodnieniową stawów, z ograniczeniami zakresów ruchu np. zespół zamrożonego barku, w fibromialgii, po uszkodzeniach urazowych i zabiegach operacyjnych narządu ruchu oraz w dolegliwościach związanych z konfliktem korzeniowo-dyskowym np. rwa kulszową [78,81,82]. Masaż tkanek głębokich jest szeroko stosowany i z dobrymi rezultatami także w grupie sportowców jako prewencja uszkodzeń układu mięśniowo-szkieletowego [76,83].

1.5. Uzasadnienie podjęcia tematu

Wybór tematu badawczego wynika z potrzeby wieloaspektowej oceny efektów zastosowanych terapii u osób z dolegliwościami bólowymi odcinka szyjnego kręgosłupa. Wykorzystanie standaryzowanych narzędzi do oceny progu bólu uciskowego, zakresu ruchu kręgosłupa szyjnego, jak również aktywności bioelektrycznej mięśni, umożliwia dokładną analizę zmian zachodzących pod wpływem przeprowadzonych interwencji terapeutycznych.

W dostępnej literaturze wciąż jest niewiele badań naukowych dotyczących wpływu metod terapeutycznych MPPS wybranych mięśni na zmiany progu bólu uciskowego oraz zmiany bioelektryczne mięśni antagonistycznych z zastosowaniem standaryzowanych i obiektywnych narzędzi. Stało się to inspiracją do prowadzenia niniejszego projektu naukowego w omawianym temacie. W projekcie naukowym skoncentrowano się na istotności połączenia terapii pozycyjnego rozluźniania oraz techniki energii mięśniowej m. MOS w leczeniu dolegliwości bólowych kręgosłupa C, jak również ćwiczeń na

odcinek szyjny kręgosłupa. TRP oraz TEM są powszechnie stosowane w praktyce klinicznej, jednak większość dostępnych badań skupia się na ocenie miejscowych efektów terapii, nie analizując wpływu terapii danego mięśnia na aktywność bioelektryczną oraz próg bólu uciskowego pozostałych struktur mięśniowych. W badaniach własnych w każdej z grup interwencyjnych celowo zastosowano te same ćwiczenia o tym samym czasie trwania, aby sprawdzić czy i w jakim stopniu dodanie terapii łączonej (TRP+TEM) wpłynie na leczenie osób zgłaszających dolegliwości bólowe kręgosłupa C. Dzięki takiemu podejściu jedynym czynnikiem różnicującym grupy była zastosowana terapia, co umożliwiło rzeczywistą ocenę wpływu TRP połączonej z TEM niezależnie od efektów wynikających z realizacji ćwiczeń.

Niniejszy projekt charakteryzuje holistyczne podejście do zdrowia osób z dolegliwościami bólowymi odcinka szyjnego kręgosłupa biorąc pod uwagę również subiektywne aspekty samopoczucia, poziomu bólu oraz codziennego funkcjonowania.

Dodatkowy element wyróżniający niniejszą pracę to uwzględnienie pomiarów realizowanych nie tylko bezpośrednio po zakończeniu terapii, ale także w etapie obserwacji po zakończeniu interwencji. Pozwala to na ocenę utrzymania się efektów terapeutycznych w czasie.

Dzięki temu projekt stanowi istotny wkład w rozwój wiedzy z zakresu fizjoterapii równocześnie tworząc podstawy do bardziej świadomego i opartego na dowodach naukowych planowania interwencji terapeutycznych odcinka szyjnego kręgosłupa.

2. Cel pracy i pytania badawcze

W projekcie naukowym postawiono trzy cele:

I. Cel poznawczy: Ocena wpływu terapii pozycyjnego rozluźniania oraz techniki energii mięśniowej utajonych mięśniowo-powięziowych punktów spustowych mięśnia mostkowo-obończykowo-sutkowego na zakres ruchu odcinka szyjnego kręgosłupa, jakość życia oraz aktywność bioelektryczną i próg bólu wybranych mięśni.

II. Cel teoretyczny: Poszerzenie aktualnej wiedzy dotyczącej istotności połączenia terapii pozycyjnego rozluźniania oraz techniki energii mięśniowej mięśnia mostkowo-obończykowo-sutkowego w leczeniu dolegliwości bólowych odcinka szyjnego kręgosłupa.

III. Cel aplikacyjny: Wykorzystanie rezultatów przeprowadzonej terapii pozycyjnego rozluźniania metodą Jonesa oraz techniki energii mięśniowej według Chaitowa, jak również ćwiczeń w programowaniu fizjoterapii dla pacjentów z dysfunkcją szyjnego odcinka kręgosłupa w tym w medycynie sportowej.

Aby zrealizować cel projektu postawiono następujące pytania badawcze:

1. Czy i w jakim stopniu przeprowadzona interwencja w grupie A oraz w grupie B ma wpływ na dolegliwości bólowe kręgosłupa szyjnego?
2. Czy i w jakim stopniu zastosowane interwencje wpływają na jakość życia uczestników projektu?
3. Czy i w jakim stopniu przeprowadzona interwencja w grupie A oraz w grupie B ma wpływ na zmiany progu bólu uciskowego wybranych mięśni w porównaniu do grupy kontrolnej?
4. Czy i w jakim stopniu zastosowana interwencja w grupie A oraz w grupie B ma wpływ na zmiany zakresu ruchu odcinka szyjnego kręgosłupa w porównaniu do grupy kontrolnej?
5. Czy i w jakim stopniu przeprowadzona interwencja w grupie A oraz w grupie B ma wpływ na aktywność bioelektryczną wybranych mięśni wykazaną badaniem sEMG w porównaniu do grupy kontrolnej?
6. Czy i w jakim stopniu występują różnice w analizowanych parametrach funkcjonalno-klinicznych po zastosowaniu interwencji w grupie A oraz w grupie B?

W projekcie naukowym postawiono następujące hipotezy badawcze:

1. Przeprowadzenie interwencji w grupie A oraz B prowadzi do zmniejszenia dolegliwości bólowych odcinka szyjnego kręgosłupa.
2. Zastosowane metody terapeutyczne wpływają na poprawę jakości życia uczestników projektu w grupach interwencyjnych.
3. Przeprowadzenie interwencji w grupie A oraz w grupie B prowadzi do poprawy progu bólu uciskowego wybranych mięśni w porównaniu do grupy kontrolnej.
4. Zastosowanie interwencji w grupie A oraz w grupie B prowadzi do poprawy zakresu ruchu kręgosłupa szyjnego we wszystkich ocenianych płaszczyznach w porównaniu do grupy kontrolnej.
5. Przeprowadzenie interwencji w grupie A oraz w grupie B prowadzi do zmniejszenia aktywności bioelektrycznej wybranych mięśni podczas spoczynku oraz w czasie wykonywania ruchu w porównaniu do grupy kontrolnej.
6. Połączenie terapii pozycyjnego rozluźniania i techniki energii mięśniowej z autorskim zestawem ćwiczeń przynosi lepsze efekty terapeutyczne niż zastosowanie jedynie autorskiego zestawu ćwiczeń.

3. Materiał i metody badań

3.1. Materiał badań

Badania zostały zrealizowane w Pracowni Diagnostyki Funkcjonalnej na Akademii Kultury Fizycznej im. Bronisława Czecha w Krakowie. W projekcie naukowym uczestniczyli studenci krakowskich uczelni: Akademii Kultury Fizycznej im. Bronisława Czecha oraz Uniwersytetu Andrzeja Frycza Modrzewskiego w wieku między 19, a 26 rokiem życia. Badania przeprowadzono od marca 2023r. do czerwca 2023r.

W tym okresie do badań pierwotnie zrekrutowano 210 osób. Z grona zgłoszonych osób 47 z nich mimo chęci uczestnictwa, nie stawiało się na I etap badań w wyznaczonym terminie. Kolejne 36 osób zdyskwalifikowano po zastosowaniu kryteriów włączenia i wyłączenia do projektu. Do badań zakwalifikowano 127 uczestników. W trakcie trwania projektu 8 osób zrezygnowało z udziału w projekcie naukowym z przyczyn chorobowych, a 3 ze względów prywatnych. Z kolei 8 osób zdyskwalifikowano z powodu braku systematyczności w wykonywaniu zleconych ćwiczeń. Ostatecznie wszystkie etapy projektu zakończyło 108 osób.

Na przeprowadzenie badań uzyskano zgodę Komisji Bioetycznej przy Okręgowej Izbie Lekarskiej w Krakowie o numerze 82/KBL/OIL/2023 (załącznik 1). Badania realizowano zgodnie z wytycznymi Deklaracji Helsińskiej. Badania były finansowane z projektu Młodych Naukowców pod numerem 159/MN/IRK/2022. Badanie zostało zarejestrowane na platformie Rejestru Badań Klinicznych Australii i Nowej Zelandii (ID rejestracji: ACTRN12626000333314).

Rekrutacja do projektu została przeprowadzona za pomocą materiałów informacyjnych (plakat, ulotki), a także poprzez media społecznościowe (Instagram, Facebook).

Uczestnicy zostali poinformowani o celu i przebiegu badań, zastosowanych metodach, a także o możliwości rezygnacji w dowolnym momencie bez konsekwencji (załącznik 2). Wszystkie badane osoby po zapoznaniu się z planem projektu badawczego i za pomocą odpowiedniego formularza wyraziły pisemną zgodę na udział w nim (załącznik 3). Każdy uczestnik projektu badawczego spełnił niżej wymienione kryteria włączenia do badań. Kwalifikacja była dokonywana przez wykwalifikowaną fizjoterapeutkę.

Kryteria włączenia do badań:

- wiek: 19 – 26 lat,

- obecność po obydwu stronach charakterystycznych objawów dla utajonych MPPS m. MOS,
- obecność ograniczenia i/lub dyskomfortu i/lub napięcia i/lub bólu w okolicy szyi/barków,
- brak posiadania klasy sportowej, uprawianie sportu rekreacyjnie,
- potwierdzona zgoda na udział w badaniu przez uzupełnienie formularza „Świadomej Zgody” (załącznik 2).

Kryteria wyłączenia z badań:

- nie spełnienie kryteriów włączenia,
- ostre stany zapalne,
- patologia krążków międzykręgowych kręgosłupa C,
- brak lub zaburzenie czucia w miejscu poddawanych terapii,
- zaburzenia neurologiczne kręgosłupa szyjnego i radikulopatia,
- złamania występujące w obrębie kręgosłupa szyjnego oraz stawu ramiennie-łopatkowego,
- uszkodzenie splotu ramiennego,
- ciężkie choroby kardiologiczne,
- choroba reumatyczna,
- choroba nowotworowa,
- rozrusznik serca lub defibrylator,
- ciąża,
- inne ogólne przeciwwskazania do stosowania terapii manualnej,
- udział w fizjoterapii w ciągu ostatnich 6 miesięcy.

Wystąpienie u osoby badanej któregokolwiek z kryteriów wyłączenia z badań powodowało dyskwalifikację

Badanie przeprowadzono w sposób randomizowany, kontrolowany w grupach równoległych. Randomizację przeprowadzono w osobnym pokoju przy pomocy losowania wcześniej przygotowanych kartek w zalepionych kopertach. Podczas losowania główny badacz nie był obecny. Każda z osób miała możliwość wylosowania koperty w środku z literką: A, B lub C, co pozwalało na przydzielenie do konkretnej grupy:

I. Grupa A – 36 osób, u których zastosowano połączenie dwóch terapii pozycyjnego rozluźniania metodą Jonesa oraz techniki energii mięśniowej według Chaitowa. Osoby badane objęto 3 tygodniową terapią, która odbywała się 3 razy w tygodniu po 15 minut.

Otrzymali oni również zestaw ćwiczeń na odcinek szyjny kręgosłupa do wykonywania w domu codziennie przez 3 tygodnie oraz przeprowadzono im edukację dotyczącą przyjmowania prawidłowej postawy ciała.

II. Grupa B – 36 osób, które otrzymały zestaw ćwiczeń na odcinek szyjny kręgosłupa do wykonywania w domu codziennie przez 3 tygodnie oraz zostały wyedukowane w kwestii przyjmowania prawidłowej postawy ciała. W tej grupie interwencyjnej realizowano ten sam zestaw ćwiczeń, zachowując identyczną liczbę powtórzeń i czas ich trwania.

III. Grupa C – 36 osób, będące grupą kontrolną. W tej grupie uczestników nie poddawano ćwiczeniom, ani terapii. Wykonano w tej grupie uczestników tylko obowiązujące w projekcie naukowym pomiary.

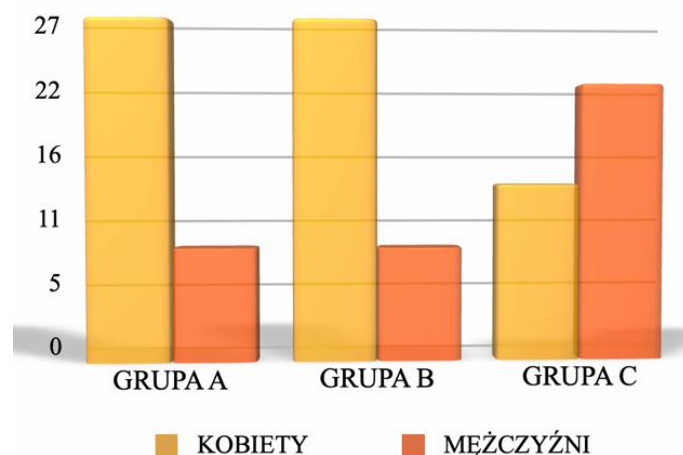
Wszystkie osoby włączone do badania zostały poproszone o nie zmienianie swojego trybu życia podczas uczestniczenia w niniejszym projekcie naukowym.

Po kwalifikacji u wszystkich uczestników badania dokonano pomiaru wysokości oraz masy ciała. Wiek uczestników określano w latach. Wysokość ciała mierzono za pomocą taśmy centymetrowej i wyrażono ją w centymetrach (cm). Pomiarów masy ciała dokonano za pomocą wagi elektronicznej Garmin Index™ S2 i wyrażano ją w kilogramach (kg). Wskaźnik Body Mass Index (BMI) określano na podstawie masy oraz wysokości ciała i wyrażano go w jednostce kilogram na metr kwadratowy (kg/m²). Między grupami nie wykazano istotnych statystycznie różnic w ani jednym z prezentowanych parametrów w Tabeli numer 4 ($p > 0,05$). Rozkład uczestników pod względem płci w poszczególnych grupach przedstawiono na wykresie (rycina 7).

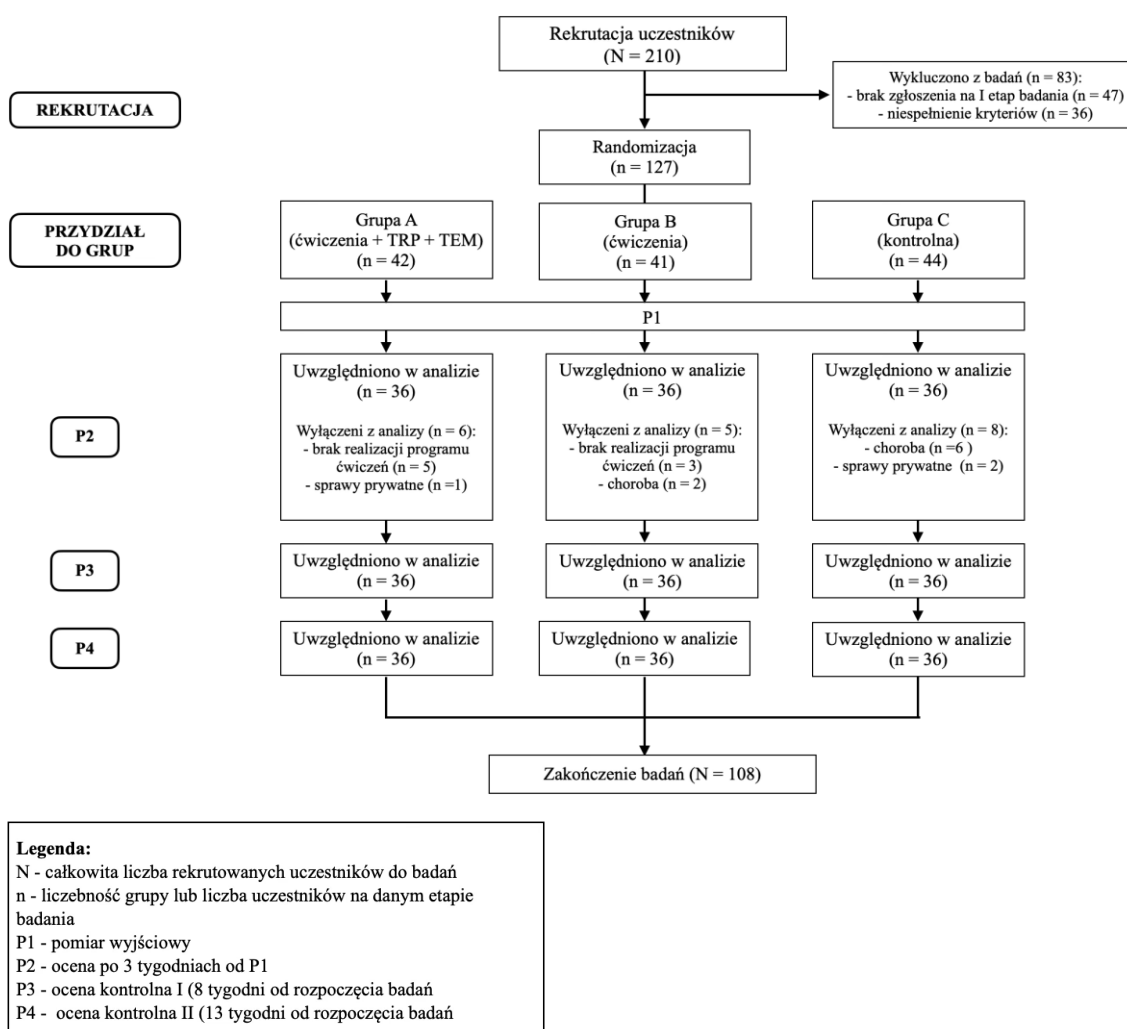
Tabela 4. Charakterystyka badanych osób

	GRUPA A	GRUPA B	GRUPA C	p*
WIEK ($x \pm SD$)	23,03 $\pm$ 1,82	22,64 $\pm$ 1,57	22,44 $\pm$ 1,38	0,2983
WYSOKOŚĆ CIAŁA ($x \pm SD$)	170,09 $\pm$ 6,43	169,03 $\pm$ 8,11	171,06 $\pm$ 7,65	0,1799
MASA CIAŁA ($x \pm SD$)	65,45 $\pm$ 9,73	63,70 $\pm$ 10,47	67,75 $\pm$ 7,17	0,5145
BMI ($x \pm SD$)	22,63 $\pm$ 3,28	22,21 $\pm$ 2,58	23,18 $\pm$ 2,25	0,3295

*p-wartości p dla testu ANOVA



Rycina 7. Rozkład uczestników pod względem płci w poszczególnych grupach



Rycina 8. Schemat przeprowadzonych badań wraz z legendą

3.2. Metody badań

W ramach projektu do oceny skuteczności zastosowanej terapii zastosowano standaryzowane narzędzia badawcze, w tym:

- skala wizualno-analogowa (ang. Visual Analogue Scale – VAS),
- kwestionariusz jakości życia SF-36 polskiej wersji (ang. Short Form Health Survey),
- dynamometr ręczny MicroFET 2 (Hoggan Scientific, USA),
- Cervical Range-of-Motion Instrument (CROM) Delux (Fabrication Enterprises Inc., New York, NY, USA, 2009),
- Noraxon Ultium (Noraxon U.S.A. Inc., Scottsdale, AZ),

Uczestników w ramach procedury pomiarowej odpowiednio przygotowano do badań w celu zapewnienia jego prawidłowego przebiegu oraz wiarygodności wyników.

3.2.1. Ocena dolegliwości bólowych odcinka szyjnego kręgosłupa

VAS zastosowano do subiektywnej oceny odczuwanego przez pacjenta bólu odcinka szyjnego kręgosłupa. Skalę przedstawia się za pomocą grafiki i ma ona postać dziesięciocentymetrowej liniiki oznaczonej wartościami od 0 do 10. Liczba 0 (lewy koniec skali) to zupełny brak bólu, natomiast liczba 10 (prawy koniec skali) odpowiada najsilniejszemu bólowi – nie do wytrzymania [84].

Procedura pomiarowa - VAS

Osoby zakwalifikowane do badań otrzymały karty z graficznie przygotowaną skalą wizualno-analogową. Podczas oceny VAS zadaniem pacjenta było określenie subiektywnego odczucia aktualnego poziomu bólu kręgosłupa szyjnego oraz zaznaczenie odpowiedzi za pomocą znaku „X” [85]. Otrzymywana przez pacjentów skala dostępna jest w załączniku 4.

VAS była uzupełniana samodzielnie w warunkach zapewniających możliwość swobodnego udzielania odpowiedzi bez limitu czasu. Przed zaznaczeniem na skali stopnia odczuwanego bólu uczestnik został poinformowany o sposobie udzielenia odpowiedzi. Kolejno wkładał kartkę do przygotowanej wcześniej koperty, a następnie ją zaklejał. Miało to na celu wyeliminowanie zapoznania się z zaznaczonymi odpowiedziami przez osobę prowadzącą pomiary. Koperty otwierano na etapie opracowywania wyników co zwiększyło wiarygodność uzyskanych danych.

3.2.2. Ocena jakości życia

W przeprowadzonych badaniach do subiektywnej oceny jakości życia zastosowano kwestionariusz SF-36 polskiej wersji [86]. Kwestionariusz ten znajduje zastosowanie w różnych podgrupach i w ogólnej populacji.

SF-36 złożony jest z 11 pytań składających się z 36 stwierdzeń, które określają 8 elementów:

- funkcjonowanie fizyczne,
- ograniczenia z powodu zdrowia fizycznego,
- odczuwanie bólu,
- ogólne poczucie zdrowia,
- witalność,
- funkcjonowanie socjalne,
- funkcjonowanie emocjonalne,
- zdrowie psychiczne.

Wyżej wymienione podskale odpowiednio przyporządkowano są do dwóch głównych wymiarów jakości życia – wymiaru fizycznego oraz wymiaru mentalnego. Z kolei wynik sumaryczny określany jest jako indeks jakości życia. Po podsumowaniu wyniki wskazują aktualny poziom jakości życia pacjenta. Zgodnie z polską wersją językową im wyższa wartość punktowa tym niższa ocena jakości życia, natomiast najniższa wartość punktowa wskazuje na najwyższy poziom jakości życia. Pełen dostęp do polskiej wersji kwestionariusza znajduje się u autorów w podanym w piśmiennictwie artykule [87].

Procedura przeprowadzania kwestionariusza

Osoby zakwalifikowane do badań wypełniały kwestionariusz w formie papierowej samodzielnie oraz bez limitu czasu, w warunkach zapewniających możliwość swobodnego udzielania odpowiedzi. Przed wypełnieniem ankiety badacz pozostawał do dyspozycji uczestników w celu ewentualnego wyjaśnienia wątpliwości dotyczących pytań oraz sposobu zaznaczania odpowiedzi. Po zakończeniu każdy uczestnik badań wkładał kwestionariusz do przygotowanej wcześniej koperty, a następnie ją zaklejał. Miało to na celu stworzenie anonimowych i komfortowych warunków do uzupełniania kwestionariusza przez osobę prowadzącą pomiary. Koperty otwierano na etapie opracowywania wyników co zwiększyło wiarygodność uzyskanych danych.

3.2.3. Ocena progu bólu uciskowego wybranych mięśni

Próg bólu uciskowego uczestników oceniono za pomocą dynamometru ręcznego MicroFET 2. Dzięki zmiennym końcówką urządzenie to ma możliwość stopniowego i precyzyjnego ucisku, a dzięki wysokiej czułości umożliwia wychwycenie nawet najmniejszej zmiany. Jednostka, w której wyrażany jest ucisk to kilogram-siła (kgf) [88].



Rycina 9. Dynamometr ręczny MicroFET 2

Procedura pomiarowa - dynamometr ręczny MicroFET 2

W przeprowadzonych badaniach dynamometr ręczny MicroFET 2 (Hoggan Scientific, USA) wykorzystano do pomiaru progu bólu uciskowego utajonych mięśniowo-powięziowych punktów spustowych mięśni mostkowo-obończykowo-sutkowych oraz górnej części mięśnia czworobocznego grzbietu. Podczas pomiaru cz. górnej m. czw. osoba badana znajdowała się w neutralnej pozycji siedzącej na krześle, a jej dłonie spoczywały na udach. Natomiast dla oceny m. MOS badany przyjmował pozycję leżenia na plecach. Pomiar odbywał się poprzez prostopadłe przyłożenie końcówki od dynamometru do utajonego MPPS stopniowo zwiększając nacisk w kierunku tkanek. Za wartość pomiarową brano pod uwagę jako wynik przyjmowano najmniejszą siłę nacisku na MPPS, przy której osoba badana sygnalizowała pierwsze bólowe dolegliwości. Procedura pomiarowa kończyła się, gdy uczestnik wypowiedział słowo „JUŻ”.

Na potrzeby badań, dla zapewnienia większej wiarygodności wyników, procedurę każdego z pomiarów dokonano trzykrotnie, a ostateczną wartością wyniku była średnia arytmetyczna z uzyskanych pomiarów. Dane z uciskowego progu bólu zapisano z precyzją pomiarową do 0,1 kgf. W trakcie pomiaru zarówno uczestnik jak i osoba przeprowadzająca badanie nie mieli dostępu do wyników na ekranie dynamometru do

momentu zakończenia procedury pomiarowej. Takie postępowanie zwiększało wiarygodność wyników poprzez zminimalizowanie ryzyka sugestii.

Zgodnie z zaleceniami producenta urządzenie zostało fabrycznie skalibrowane, a przed rozpoczęciem procedury pomiarowej dokonano weryfikacji poprawności działania dynamometru.

3.2.4. Pomiar zakresu ruchu kręgosłupa szyjnego

W prezentowanych badaniach za pomocą goniometru Cervical Range-of-Motion instrument Deluxe przeprowadzono pomiary zakresu ruchu kręgosłupa szyjnego. Oceniono następujące zakresy ruchów czynnych kręgosłupa szyjnego:

- zgięcie,
- wyprost,
- zgięcie boczne w prawo (zg. b. w Pr),
- zgięcie boczne w lewo (zg. b. w Le),
- rotacja w prawo,
- rotacja w lewo.

CROM Deluxe to precyzyjne narzędzie, które opiera się na połączeniu mechaniki inklinometrycznej oraz magnetycznej. Przy pomiarach wykorzystywane są trzy mierniki kąta (miernik płaszczyzny strzałkowej, miernik zgięcia bocznego, miernik rotacji). Miernik płaszczyzny strzałkowej oraz miernik zgięcia bocznego to urządzenia grawitacyjne. Miernik rotacji jest magnetyczny i reaguje na zamontowane na ramieniu jarzmo magnetyczne, co pozwala precyzyjnie dokonać pomiaru rotacji w odcinku szyjnym. Uzyskane wartości z pomiarów prezentuje się w stopniach (°) [89].



Rycina 10. Cervical Range-of-Motion instrument

Procedura pomiarowa

Badanie wykonano w pozycji siedzącej na krześle z kręgosłupem piersiowym oddalonym od jego oparcia, ustawionymi ramionami luźno wzdłuż tułowia, rękoma ułożonymi na udach i stopami ustawionymi płasko na podłodze (rycina 11). Taka pozycja stabilizowała tułów oraz minimalizowała niepożądane ruchy podczas pomiaru. Kolejnym kluczowym elementem było ustawienie głowy i szyi w pozycji neutralnej ze wzrokiem skierowanym na wprost. Pozwoliło to uniknąć nadmiernego napięcia mięśniowego oraz zachować naturalną postawę. Następnie przystąpiono do założenia urządzenia CROM Deluxe na głowę za pomocą elastycznych pasków z rzepami, które umożliwiają dokładne dopasowanie sprzętu do głowy.

Przed przeprowadzeniem właściwego pomiaru dokonano instruktażu, podczas którego badający dokładnie demonstrował oraz słownie wyjaśniał wykonanie danego ruchu. Kolejno badany wykonywał próbę testową, aby upewnić się, że zapoznał się z techniką wykonania danego ruchu. W następnej kolejności przystąpiono do właściwych pomiarów. Pomiar wykonywano od pozycji neutralnej do końcowego zakresu ruchu w danej płaszczyźnie. W każdej próbie ruch realizowano do maksymalnych możliwości badanego, tj. do momentu pojawienia się bólu lub uczucia rozciągania tkanek, bądź do wystąpienia kompensacji ruchowej. Po osiągnięciu maksymalnego zakresu ruchu w danym kierunku pozycja końcowa była identyfikowana i rejestrowana. Instruktaż wykonywania wszystkich ruchów czynnych wraz z uwagami przeprowadzono zgodnie z metodologią wykonywania ruchu [90]. Osoba znajdująca się na zdjęciach wyraziła pisemną zgodę na publikację swojego wizerunku.

Dodatkowo w celu zwiększenia wiarygodności wyników, procedurę każdego z właściwych pomiarów dokonano trzykrotnie, a ostateczną wartością wyniku była średnia arytmetyczna z uzyskanych pomiarów. Poniżej na rycinie 12 przedstawiono wybrane pomiary ruchów kręgosłupa szyjnego. Prezentowane zdjęcia w niniejszej pracy naukowej są autorstwa własnego.



Rycina 11. Pozycja wyjściowa do pomiaru zakresu ruchu kręgosłupa szyjnego



Rycina 12. Pomiar wyprostu oraz rotacji w lewo kręgosłupa szyjnego

3.2.5. Ocena aktywności bioelektrycznej wybranych mięśni

Do pomiaru aktywności bioelektrycznej mięśni wykorzystano elektromiografię powierzchniową (sEMG) przy użyciu urządzenia Noraxon Ultium (Noraxon U.S.A. Inc., Scottsdale, AZ). Elektromiografia powierzchniowa jest powszechnie stosowana i charakteryzuje się brakiem ingerencji w organizm, a przeprowadzane badanie jest całkowicie bezbolesne dla uczestników. Noraxon Ultium to zaawansowany sprzęt

przeznaczony do rejestracji sygnałów elektrycznych generowanych przez mięśnie. Sygnał rejestrowano 9-kanalową aparaturą z rozdzielczością 16-bitową przy częstotliwości próbkowania wynoszącej 1500 Hz. Przetwarzanie sygnału sEMG przeprowadzono z użyciem oprogramowania MyoResearch XP w wersji 1.0 (Noraxon U.S.A. Inc., Scottsdale, AZ). Przed każdym pomiarem system sEMG był kalibrowany zgodnie z zaleceniami producenta w celu zapewnienia dokładności sygnału oraz minimalizacji szumów linii bazowej. Jakość sygnału oceniano wizualnie przed rozpoczęciem rejestracji w celu potwierdzenia stabilnej impedancji elektrod oraz braku artefaktów. Dane elektromiograficzne poddano filtracji pasmowo-przepustowej w zakresie 10–500 Hz, następnie dokonano ich prostowania oraz wygładzenia metodą RMS z zastosowaniem okna czasowego 100 ms. Sygnały wyrażano w mikrowoltach (μV) oraz jako funkcję częstotliwości (Hz). Dodatkowo dane sEMG znormalizowano względem maksymalnej zarejestrowanej amplitudy RMS EMG zarejestrowanej w trakcie prób MVC dla każdego analizowanego mięśnia [91]. W celu przeprowadzenia pomiaru wykorzystano specjalne elektrody powierzchniowe firmy Sorimex (Polska) przyklejane na skórę pacjenta. Elektrody te są jednorazowego użytku, a dzięki elastycznej konstrukcji zapewniają stabilne i pewne mocowanie na ciele pacjenta. Metoda ta pozwala na analizę funkcjonalnego stanu układu nerwowo-mięśniowego, który odgrywa kluczową rolę w powstawaniu oraz utrzymywaniu się wielu dysfunkcji kręgosłupa szyjnego.



Rycina 13. Elektrody powierzchniowe Sorimex

Procedura pomiarowa

W ramach badań zmierzono aktywność bioelektryczną m. MOS oraz cz. górnej m. czw. po obu stronach ciała. Każdemu uczestnikowi badania umieszczono łącznie 8 elektrod Sorimex, zgodnie z wytycznymi programu SENIAM (ang. Surface Electromyography for Non Invasive assessment of Muscles) w odpowiednich punktach

na ciele (rycina 14). Zgodnie z obowiązującymi standardami przed aplikacją elektrod ciało pacjenta oczyszczono spirytusem salicylowym, a elektrody przymocowano parami w odstępnie od siebie 20 mm prostopadle do kierunku przebiegu włókien mięśniowych [92].

Elektrody rozmieszczano obustronnie:

- na mięśniu mostkowo-obojczykowo-sutkowym: w środkowej części brzucha koło jednej trzeciej długości powyżej przyczepu mostkowego,
- na górnej części mięśnia czworobocznego grzbietu: w środkowej części brzucha między linią łączącą wyrostek barkowy z kręgosłupem na kręgu C7.

Dla wyżej wymienionych mięśni na potrzeby badań opracowano specjalny protokół pomiarowy obejmujący rejestrację:

1. 10-sekundowego spoczynku.
2. Skurczu jednostronnego m. MOS (prawa oraz lewa strona).
3. Skurczu górnej części m. czworobocznego grzbietu (prawa oraz lewa strona).

Czynność mięśni mostkowo-obojczykowo-sutkowych oceniano za pomocą pochylenia głowy w kierunku skurczu, jej rotacji w przeciwną stronę oraz wyprostu, natomiast czynność górnej części m. czworobocznego grzbietu analizowano w trakcie uniesienia obręczy barkowej. Wykonanie każdego z ruchów trwało 10 sekund.

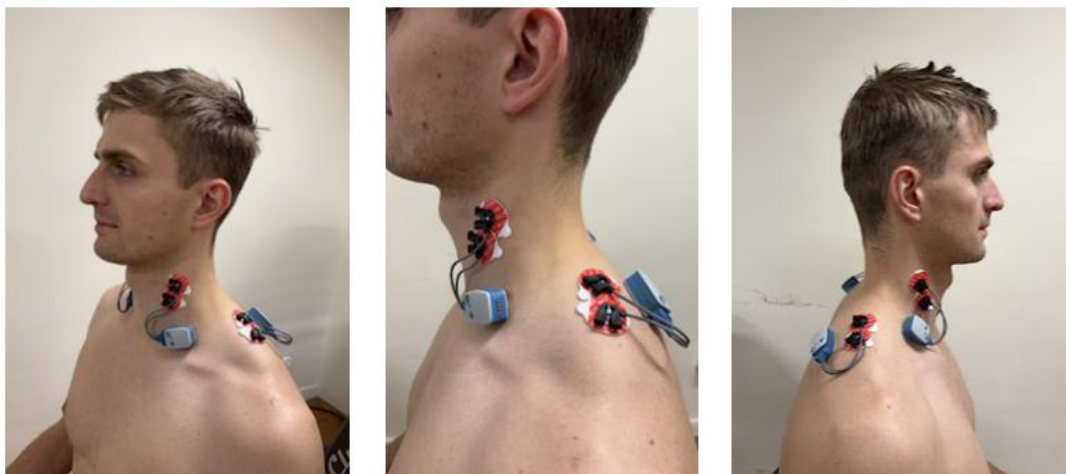
W protokole obliczano zmienne sygnału sEMG takie jak:

- średnią amplitudę [μ V],
- maksymalną amplitudę [μ V],
- minimalną amplitudę [μ V].

Kolejno wartości poddano normalizacji do MVC i wyrażono jako %MVC. Pozycje pomiarowe maksymalnego dowolnego skurczu izometrycznego w celu normalizacji danych wykonano zgodnie z wytycznymi w literaturze [91,93].

Rejestrację sEMG realizowano w tym samym pomieszczeniu, którego temperatura była kontrolowana i oscylowała w zakresie 20-22°C. Uczestnicy w trakcie pomiaru przyjmowali tą samą pozycję wyjściową (siad na krześle bez opierania się o nie, ręce swobodnie położone na kolanach, stopy na podłożu), dającą możliwość powtarzalnych warunków rejestracji sygnału. Całą procedurę przeprowadzała i nadzorowała fizjoterapeutka posiadająca odpowiednie przeszkolenie oraz doświadczenie w stosowaniu powierzchniowej elektromiografii. Przed właściwym pomiarem z uczestnikiem badań dokładnie omówiono i zademonstrowano całą procedurę, jak również przećwiczono wykonywanie poszczególnych zadań ruchowych.

Osoba znajdująca się na zdjęciach wyraziła pisemną zgodę na publikację swojego wizerunku.



Rycina 14. Rozmieszczenie elektrod powierzchniowych podczas badania

3.3. Przebieg badań

Po ostatecznej klasyfikacji do badań uczninicy zostali poinformowani o całym ich przebiegu. Uczestników przydzielono do grupy A (terapia + ćwiczenia), B (ćwiczenia) oraz C (kontrolna).

U pacjentów przydzielonych do grupy A zastosowano interwencję w postaci terapii utajonych mięśniowo-powięziowych punktów spustowych mięśnia mostkowo-obojczykowo-sutkowego. W pierwszej kolejności przeprowadzono technikę pozycyjnego rozluźniania, a kolejno technikę energii mięśniowej. Zarówno jedną, jak i drugą technikę wykonywano po prawej oraz lewej stronie ciała przez okres 3 tygodni w każdy poniedziałek, środę oraz piątek (łącznie 9 terapii).

Osoby z grupy A oraz B otrzymały ten sam specjalnie przygotowany konspekt ćwiczeń, zachowując identyczny czas trwania wykonywania ich. Konspekt składał się z rozgrzewki oraz:

- ćwiczeń wzmacniających mięśnie osłabione,
- ćwiczeń rozluźniających mięśnie przykurczone,
- ćwiczeń korygujących ustawienie głowy.

Ćwiczenia wykonywano codziennie przez okres 3 tygodni. Były one odpowiednio dobrane dla grupy badanej, czyli osób zgłaszających dolegliwości bólowe kręgosłupa C. Konspekt zawierał wszystkie niezbędne informacje o poszczególnych ćwiczeniach, ich zdjęcia oraz metodykę wykonania. Ważnym aspektem była również edukacja pacjenta.

Konspekt został dokładnie omówiony z pacjentem, a ćwiczenia wspólnie przećwiczone. Dodatkowo przeprowadzono słowną edukację pacjenta na temat roli jakości ruchu w codziennym funkcjonowaniu. Miało to znaczący wpływ na zmotywowanie pacjenta do codziennych ćwiczeń. Na końcu konspektu umieszczono tabelkę, w której pacjent miał za zadanie rejestrować wykonanie zadanych ćwiczeń w danym dniu (załącznik 5). Dzięki temu kontrolowano wykonywanie ćwiczeń przez pacjentów. Osoby badane w razie wątpliwości miały możliwość połączenia się w ustalonym terminie na konsultacje na platformie Microsoft Teams. Grupa C była grupą kontrolną, bez interwencji oraz bez wykonywania ćwiczeń.

Przed przystąpieniem do badań u wszystkich 108 uczestników dokonano pomiaru zakresu ruchu kręgosłupa szyjnego, aktywności bioelektrycznej i progu bólu uciskowego m. MOS oraz cz. górna m. czw. Przed badaniami uczestnicy uzupełniali również kwestionariusz SF-36 oraz zaznaczali próg bólu odcinka szyjnego na skali VAS.

We wszystkich trzech grupach zalecono nie zmienianie dotychczasowego trybu życia (aktywność fizyczna, dieta, hobby)

W badaniach wszystkie dokonywane pomiary powtórzono po 5 oraz po 10 tygodniach od zakończenia badań w celu sprawdzenia jak prezentują się wyniki w odstępie czasowym.

Dla większej przejrzystości przeprowadzonych badań, podzielono je na VII etapów:

Etap I: rozpoczęcie projektu: przydział pacjenta do grupy A, B, lub C.

Etap II: przekazanie uczestnikom projektu konspektu z zestawem ćwiczeń, edukacja oraz zaprezentowanie ćwiczeń. (grupa A i B).

Etap III: dokonanie wszystkich niezbędnych pomiarów (grupa A, B, C).

Etap IV: Interwencja.

W grupie A przeprowadzenie terapii (TRP+TEM) utajonych MPPS.

Etap V: dokonanie wszystkich pomiarów w każdej grupie po 3 tygodniach.

Etap VI: dokonanie wszystkich pomiarów w każdej grupie po upływie równo 5 tygodni od zakończenia etapu V.

Etap VII: dokonanie wszystkich pomiarów w każdej grupie po upływie równo 10 tygodni od zakończenia etapu V.

Projekt badawczy obejmował 15 tygodni:

- w tygodniu I odbyło się rozpoczęcie projektu (etap I),

- w tygodniu II przeprowadzono drugie spotkanie z pacjentami, na którym otrzymali przygotowany dla nich zestaw ćwiczeń domowych. Został on wspólnie dokładnie omówiony i przećwiczony (etap II),
- w tygodniu III u wszystkich osób włączonych do badań wykonano zaplanowane pomiary opisane w metodyce badań. W tym tygodniu w ten sam dzień w grupie A oraz B rozpoczęto wykonywanie ćwiczeń o takim samym czasie trwania. Dodatkowo pacjenci z grupy A otrzymali zaplanowaną interwencję.
- w tygodniu III, IV i V wykonano interwencję, rozpoczęto zalecane ćwiczenia (etap III i IV), a kolejno po przeprowadzeniu ostatniej terapii w tygodniu V dokonano pomiarów u wszystkich uczestników badania (etap V),
- w tygodniu X i XV dokonano ponownego pomiaru parametrów w odstępie czasowym (etap VI i VII).

Podczas badań zarówno osoba badana jak i badająca nie mieli możliwości wglądu do wyników aż do ukończenia wszystkich pomiarów.

3.4. Metody interwencji

W badaniach zastosowano kompleksowe podejście terapeutyczne, polegające na połączeniu dwóch metod – techniki pozycyjnego rozluźniania według metody Jonesa oraz techniki energii mięśniowej według metody Chaitowa. Zarówno jedną, jak i drugą technikę przeprowadzono na prawym oraz lewym mięśniu mostkowo-obojędkowo-sutkowym.

3.4.1. Technika pozycyjnego rozluźniania według metody Jonesa

Pierwszą z przeprowadzonych interwencji była technika pozycyjnego rozluźniania według metody Jonesa, skoncentrowana na redukcji aktywności MPPS [67]. Sposób wykonania TRP m. MOS został zaprezentowany w Tabeli 5. Na rycinie 16 przedstawiono tę technikę wykonywaną na uczestniku badań.

Tabela 5. Sposób wykonania techniki pozycyjnego rozluźniania m. MOS według metody Jonesa

Lp.	ETAP TERAPII	OPIS
I.	Ucisk mięśniowo powięziowego punktu spustowego.	Wykonanie ucisku w miejscu wcześniej odszukanego punktu z siłą wywołującą miejscowy dyskomfort pacjenta, a także dolegliwości promieniujące.
II.	Przemieszczenie segmentu ciała do pozycji rozluźnienia.	Ułożenie ciała pacjenta w pozycji, która zmniejsza dolegliwości bólowe według odczuć pacjenta.
III.	Utrzymanie pozycji z etapu II.	Zachowanie pozycji rozluźnienia z uciskiem na mięśniowo-powięziowy punkt spustowy przez co najmniej 90 sekund.
IV.	Powrót do pozycji neutralnej.	Stopniowy i powolny powrót do neutralnej pozycji stawu po całkowitym ustąpieniu dolegliwości bólowych pacjenta.

Uwagi dotyczące terapii:

- kluczowym aspektem tej terapii jest znalezienie u pacjenta pozycji, w której staw jest maksymalnie rozluźniony, a wrażliwość mięśniowo-powięziowego punktu spustowego na ucisk wyraźnie się zmniejsza,
- powrót do pozycji wyjściowej powinien odbywać się stopniowo i powoli, aby uniknąć pobudzenia proprioreceptorów, co w konsekwencji mogłoby doprowadzić do nawrotu wcześniej zniwelowanych dolegliwości bólowych,
- pacjent powinien zostać poinformowany o konieczności unikania intensywnej aktywności fizycznej przez kilka dni po zabiegu,
- bolesność tkanek poddanych terapii jest naturalnym objawem, który może pojawić się po zastosowanej technice [67].



Rycina 15. Technika pozycyjnego rozluźniania wykonywana na uczestniku badań

3.4.2. Technika energii mięśniowej według metody Chaitowa

Technikę energii mięśniowej według Chaitowa zastosowano w drugiej kolejności. Jej celem było aktywne wykorzystanie skurczu mięśnia pacjenta do poprawy jego elastyczności, jak również funkcji [69]. Sposób wykonania TEM został zaprezentowany w Tabeli 6. Na rycinie 17 przedstawiono tę technikę wykonywaną na uczestniku badań.

Tabela 6. Sposób wykonania techniki energii mięśniowej m. MOS według metody Chaitowa

Lp.	ETAP TERAPII	OPIS
I.	Ułożenie pacjenta i rąk terapeuty.	Skręcenie głowy pacjenta w przeciwną stronę i ułożenie jego ręki na mostku. Terapeuta układa ręce: jedną na głowie pacjenta (okolicę wyrostka sutkowatego), drugą na rękę pacjenta.
II.	Skurcz izometryczny na wdechu.	Pacjent z niewielką siłą unosi głowę na wdechu w stronę sufitu, po czym chwile wstrzymywał oddech na wdechu. Skurcz trwa 7 – 10 sekund.
III.	Rozluźnienie mięśnia MOS podczas wydechu.	Po izometrycznym skurczu na wydechu pacjent powoli odkłada głowę na leżankę, zmniejsza napięcie mięśni. Terapeuta, trzymając rękę pacjenta na mostku, wykonuje skośny nacisk na mostek, rozciągając mięsień MOS podczas wydechu (co najmniej 30 sekund).
IV.	Powtórzenie procedury.	Wymienione procedury powtórzono trzykrotnie.

Uwagi do terapii:

- ręka terapeuty umieszczona w okolicy wyrostka sutkowatego stabilizuje głowę pacjenta. Nie powinna wywierać nacisku [69].



Rycina 16. Technika energii mięśniowej wykonywana na uczestniku badań

3.4.3. Zestaw ćwiczeń na odcinek szyjny kręgosłupa

Stworzony zestaw ćwiczeń na odcinek szyjny kręgosłupa miał na celu poprawę elastyczności, wzmocnienie mięśni oraz skorygowanie postawy ciała pacjenta. Konspekt zaprojektowano w sposób kompleksowy i zawarto w nim:

- krótką rozgrzewkę,
- zestaw ćwiczeń głównych (rozciągających, wzmacniających i korygujących postawę),
- zalecenia dotyczące prawidłowego wykonywania prawidłowych wzorców ruchowych.

Każde ćwiczenie w konspekcie zostało szczegółowo opisane i zilustrowane, aby ułatwić jego prawidłowe wykonanie. Podczas wykonywania ćwiczeń uczestnicy mieli za zadanie zachować ich kolejność rozpoczynając od rozgrzewki, następnie przechodząc do ćwiczeń głównych. Cały konspekt ćwiczeń dostępny jest w załączniku 6. Załącznik ten zawiera pełne instrukcje zastosowane u badanych osób oraz stanowi uzupełnienie tego rozdziału.

3.5. Analiza statystyczna

Do analizy ilościowej danych wykorzystano pakiet statystyczny IBM SPSS Statistics 26. W celu weryfikacji założenia normalności rozkładu zmiennych przeprowadzono test Shapiro-Wilka oddzielnie dla każdej grupy. Pomimo występujących istotnych wyników testu Shapiro-Wilka, analiza graficzna rozkładów nie wykazywała istotnych odchyleń od normalności. Ze względu na zbliżoną liczebność grup oraz odporność zastosowanych testów parametrycznych użyto analizę wariancji ANOVA dla pomiaru początkowego (baseline) oraz analizy GLM RM (Ogólny Model Liniowy dla zmiennych zależnych) w schemacie mieszanym – model 3 (grupa A vs grupa B vs grupa C) x 4 (pomiar 1 vs pomiar 2 vs pomiar 3 vs pomiar 4). Wybór tej metody był uzasadniony strukturą badania, obejmującą cztery punkty pomiarowe (czynniki wewnątrzgrupowy) oraz trzy grupy badawcze (czynniki międzyobiektywne) [94,95]. Model ten pozwolił na precyzyjną ocenę istotności efektów głównych oraz kluczowego efektu interakcji przy jednoczesnej kontroli sferyczności danych i poprawce dla wielokrotnych porównań (Bonferroni).

Przeprowadzając analizy ANOVA homogeniczność wariancji badano z użyciem testu Levena, gdy ta nie była spełniona wykorzystywano wariant Welsh'a testu ANOVA. W przeciwnym razie stosowano klasyczną wersję Fishera. W przypadku, gdy stwierdzono istotne statystycznie różnice międzygrupowe przeprowadzano analizy post hoc – test Tukeya, gdy wariancje były równe, w przeciwnym razie używano testu Games'a-Howell'a.

W analizach GLM za pomocą testu W Mauchly'ego badano sferyczność badanych zmiennych. Jeżeli ta nie była zachowana w dalszych analizach GLM wprowadzano poprawkę Greenhouse-Geissera. W sytuacji, gdy stwierdzono istotną interakcję grupa x czas, porównania par dla efektów prostych wykonano w oparciu o szacowane średnie brzegowe z zastosowaniem korekty Bonferroniego.

W celu ustalenia siły efektu obliczono cząstkowe eta kwadrat (η^2_p), którego wartości > 0,01, 0,06 oraz 0,14 odpowiadają małej, średniej oraz dużej mierze siły efektu. We wszystkich testach za poziom istotności przyjęto $\alpha = 0,05$.

Liczebność próby oszacowano a priori przy użyciu programu G*Power 3.1.9.6 [96, 97]. Analizę wykonano dla testu ANOVA z powtarzanymi pomiarami (interakcja grupa x czas), przy założeniu trzech grup oraz czterech pomiarów. Przyjęto poziom istotności $\alpha = 0,05$ oraz moc testu $(1-\beta) = 0,95$. Uwzględniając potencjalne przeszacowanie efektów w małych próbach przyjęto konserwatywną wielkość efektu $f = 0,20$. Korelację pomiarów

powtarzanych oszacowano na poziomie $r = 0,50$, natomiast w celu uwzględnienia możliwego naruszenia założenia sferyczności zastosowano korektę niesferyczności $\varepsilon = 0,75$. Minimalna liczebność próby oszacowana w analizie mocy wyniosła 84 osoby, co przekładało się na 28 uczestników w każdej z grup. Zastosowanie konserwatywnych założeń w analizie mocy miało na celu zminimalizowanie ryzyka niedoszacowania wymaganej liczebności próby oraz zwiększenie rzetelności uzyskanych wyników.

4. Wyniki

Prezentacja wyników została przedstawiona zgodnie z kolejnością postawionych hipotez badawczych. W poszczególnych podrozdziałach przedstawiając wyniki przyjęto następujący schemat: porównanie grup w pomiarze pierwszym (ANOVA), porównanie zmiany w czasie z uwzględnieniem grupy (GLM).

4.1. Wyniki pomiarów dolegliwości bólowych kręgosłupa szyjnego z wykorzystaniem skali VAS

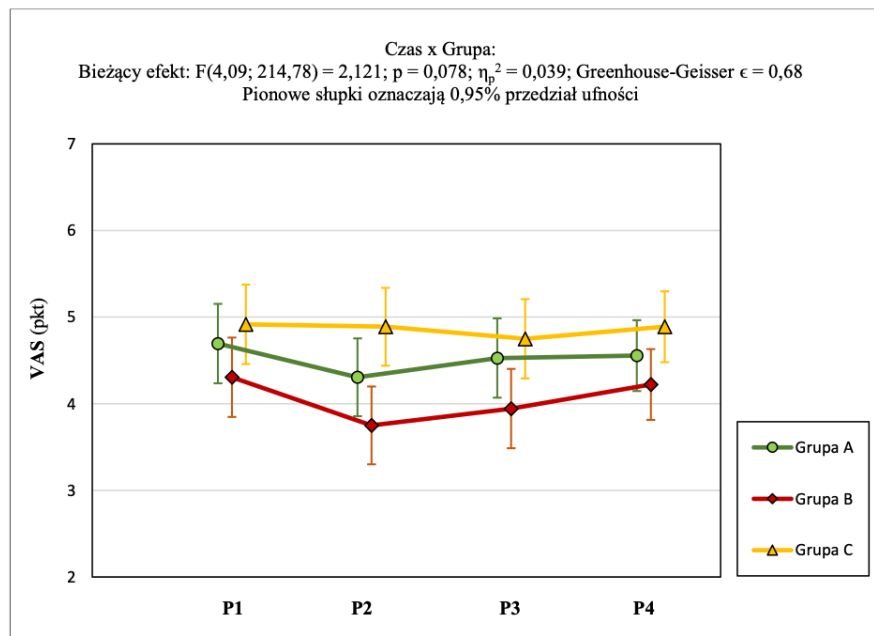
Wyniki analizy ANOVA nie wskazały istotnych statystycznie różnic ($p > 0,05$) w poziomie subiektywnie odczuwanego bólu (skala VAS) pomiędzy badanymi grupami w momencie rozpoczęcia badania (pomiar 1). Następnym krokiem było zastosowanie analiz GLM w celu zbadania zmian w czasie oraz interakcji grupa x czas badanych wskaźników bólu.

Wyniki analizy GLM wskazały na istotny wpływ czynnika czasu (pomiarzy 1-4) dla skali VAS ($F(2,05; 214,78) = 8,066; p < 0,001; \eta_p^2 = 0,071; Greenhouse-Geisser \epsilon = 0,68$). Nie wskazano natomiast istotnej interakcji grupa x czas ($p > 0,05$). Uzyskane wyniki $\bar{x} \pm SD$ dla poszczególnych pomiarów przedstawiono w Tabeli 7. Na rycinie 17 przedstawiono oszacowane średnie brzegowe wyników skali VAS w badanych grupach.

Tabela 7. Statystyki opisowe skali VAS

	Grupa	Pomiar 1 ($\bar{x} \pm SD$)	Pomiar 2 ($\bar{x} \pm SD$)	Pomiar 3 ($\bar{x} \pm SD$)	Pomiar 4 ($\bar{x} \pm SD$)
Skala VAS (pkt)	A	4,69 $\pm$ 1,47	4,31 $\pm$ 1,58	4,53 $\pm$ 1,66	4,56 $\pm$ 1,36
	B	4,31 $\pm$ 1,19	3,75 $\pm$ 1,10	3,94 $\pm$ 1,22	4,22 $\pm$ 1,07
	C	4,92 $\pm$ 1,48	4,89 $\pm$ 1,35	4,75 $\pm$ 1,23	4,89 $\pm$ 1,26

pkt- punkty, $\bar{x}$ - wartość średnia, SD - odchylenie standardowe



Rycina 17. Oszacowane średnie brzegowe wyników skali VAS w badanych grupach

Analiza post hoc wskazała, że u wszystkich badanych (cała badana próba) nastąpiła redukcja subiektywnej oceny odczuwanego bólu w pomiarze drugim (o 0,32 pkt), w następnych pomiarach wartości te ponownie wzrastały – w pomiarze trzecim na nieistotnym poziomie (efekt redukcji się utrzymywał), natomiast w pomiarze czwartym wartości skali VAS powróciły do poziomu zbliżonego do pomiaru pierwszego.

4.2. Wyniki pomiarów jakości życia z wykorzystaniem SF-36 polskiej wersji

Analizę dla kwestionariusza SF-36 polskiej wersji przeprowadzono dla wyniku sumarycznego kwestionariusza, jak również dla wymiaru fizycznego oraz wymiaru mentalnego jakości życia. Wyniki analizy ANOVA wskazały na istotne statystycznie różnice pomiędzy badanymi grupami w pomiarze pierwszym w przypadku: wymiaru mentalny ($F(2, 105) = 6,09$; $p = 0,003$) oraz indeksu jakości życia ($F(2; 105) = 4,99$ $p = 0,008$). W obu przypadkach wyniki analiz *post hoc* wskazały na istotnie statystycznie ($p < 0,05$) wyższe wyniki w grupie A w porównaniu do grupy B oraz C. W przypadku wymiaru fizycznego nie wskazano istotnych różnic pomiędzy badanymi grupami w pomiarze pierwszym. Pomimo tego zdecydowano się na przeprowadzenie analizy wariancji z powtarzanymi pomiarami, ponieważ głównym celem badania było określenie zmian w czasie oraz interakcji między grupą a czasem. Należy jednak interpretować uzyskane wyniki z ostrożnością, uwzględniając potencjalny wpływ różnic początkowych.

Uzyskane wyniki $\bar{x} \pm SD$ dla poszczególnych pomiarów przedstawiono w Tabeli 8. Na rycinie 18 przedstawiono oszacowane średnie brzegowe wyników wymiaru fizycznego kwestionariusza SF-36 w badanych grupach, z kolei na rycinie 19 zaprezentowano oszacowane średnie brzegowe wyników wymiaru mentalnego kwestionariusza SF-36 w badanych grupach, natomiast na rycinie 20 przedstawiono oszacowane średnie brzegowe sumarycznego wyniku kwestionariusza SF-36 (indeks jakości życia) w badanych grupach.

Tabela 8. Statystyki opisowe wymiaru fizycznego, mentalnego oraz wyniku sumarycznego kwestionariusza SF-36 polskiej wersji

KWESTIONARIUSZ SF-36	Grupa	Pomiar 1 ($\bar{x} \pm SD$)	Pomiar 2 ($\bar{x} \pm SD$)	Pomiar 3 ($\bar{x} \pm SD$)	Pomiar 4 ($\bar{x} \pm SD$)
Wymiar fizyczny (pkt)	A	44,0 $\pm$ 12,49	39,0 $\pm$ 10,99	40,6 $\pm$ 11,50	43,5 $\pm$ 12,12
	B	39,2 $\pm$ 11,19	33,9 $\pm$ 9,70	35,4 $\pm$ 9,31	38,9 $\pm$ 11,20
	C	37,9 $\pm$ 10,20	37,5 $\pm$ 9,67	37,3 $\pm$ 9,64	37,8 $\pm$ 9,91
Wymiar mentalny (pkt)	A	28,1 $\pm$ 5,99	25,8 $\pm$ 5,36	26,1 $\pm$ 5,18	27,9 $\pm$ 5,93
	B	23,3 $\pm$ 6,53	20,8 $\pm$ 5,64	21,0 $\pm$ 5,54	23,3 $\pm$ 6,53
	C	24,4 $\pm$ 5,83	24,4 $\pm$ 5,61	24,4 $\pm$ 5,57	24,5 $\pm$ 5,89
Indeks jakości życia (pkt)	A	72,1 $\pm$ 16,57	64,8 $\pm$ 14,20	66,7 $\pm$ 14,31	71,4 $\pm$ 16,00
	B	62,4 $\pm$ 14,54	54,6 $\pm$ 13,06	56,4 $\pm$ 12,44	62,1 $\pm$ 14,49
	C	62,3 $\pm$ 13,99	61,9 $\pm$ 13,31	61,7 $\pm$ 13,23	62,3 $\pm$ 13,87

pkt- punkty, $\bar{x}$ - wartość średnia, SD - odchylenie standardowe

Wymiar fizyczny

W przypadku wyników analizy GLM odnoszących się do wymiaru fizycznego zaobserwowano duży efekt czasu ($F(1,27, 133,34)$; 51,62; $p < 0,001$; $\eta p^2 = 0,330$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,42$), co oznacza, że jakość życia w wymiarze fizycznym zmieniała się istotnie w kolejnych pomiarach. Stwierdzono również istotną interakcję pomiędzy czynnikiem grupy a czasem pomiaru ($F(2,54; 133,34) = 9,827$; $p < 0,001$; $\eta p^2 = 0,158$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,42$), co wskazuje, że przebieg zmian w czasie był różny w poszczególnych grupach badanych.

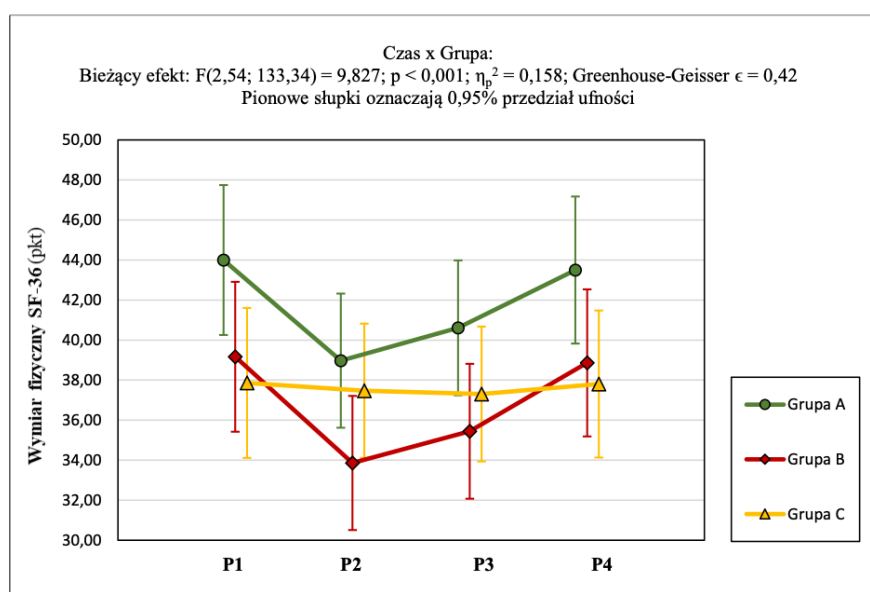
W celu szczegółowej interpretacji zaobserwowanej interakcji zastosowano analizę efektów prostych dla powtarzanych pomiarów z zastosowaniem poprawki Bonferroniego. Analiza ta wykazała że:

W grupie A wartości wymiaru fizycznego jakości życia istotnie uległy redukcji w pomiarze drugim (o 5,03 pkt). W następnych pomiarach zanotowano istotny wzrost tych wartości jednak nadal były one poniżej pomiaru wyjściowego (w pomiarze 3 o 3,39 pkt; w pomiarze 4 jedynie 0,5 pkt).

W przypadku grupy B wskazano podobne zmiany jak w grupie A. W pomiarze drugim odnotowano redukcję wymiaru fizycznego jakości życia o 5,31 pkt, która następnie wracała do poziomu wyjściowego – w pomiarze 3 różnica w stosunku do pomiaru 1 wynosiła już jedynie 3,72 pkt. W pomiarze 4 nie wskazano istotnych różnic w porównaniu do pomiaru pierwszego.

W grupie kontrolnej nie obserwowano istotnych zmian w wartościach wymiaru fizycznego.

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 1a.



Rycina 18. Oszacowane średnie brzegowe wyników wymiaru fizycznego jakości życia kwestionariusza SF-36 w badanych grupach

Jednocześnie analiza porównań międzygrupowych w poszczególnych punktach czasowych nie wykazała istotnych różnic ($p > 0,05$ dla wszystkich porównań). Sugeruje to, że choć badany czynnik wywołał istotne przesunięcia w wybranych grupach ich skala

nie była wystarczająca do zróżnicowania poziomów badanej zmiennej między grupami w żadnym z etapów badania.

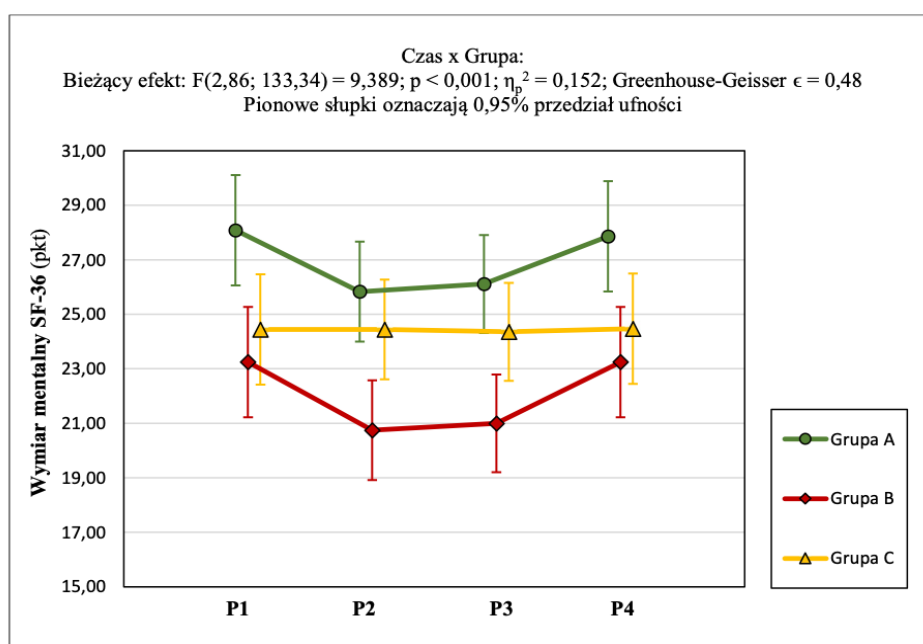
Wymiar mentalny

W przypadku wymiaru mentalnego jakości życia zanotowano bardzo zbliżone wyniki do rezultatów zaobserwowanych w wymiarze fizyczny – analiza z użyciem GLM wskazała duży efekt czasu ($F(1,43; 133,34) = 39,12; p < 0,001; \eta^2_p = 0,271$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,48$) oraz stwierdzono istotną interakcję pomiędzy czynnikiem grupy a czasem pomiaru ($F(2,86; 133,34) = 9,389; p < 0,001; \eta^2_p = 0,152$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,48$).

Dynamika zmian w grupie A i B była bardzo podobna, w pomiarze drugim w obu grupach zanotowano istotnie statystycznie niższe wartości wymiaru mentalnego jakości życia w porównaniu do pomiaru pierwszego (w grupie A o 2,25 pkt; w grupie B o 2,50 pkt). W pomiarze trzecim wartości te utrzymywały się na podobnym poziomie (w porównaniu do pomiaru 1 – 1,97 pkt w grupie A oraz 2,25 pkt w grupie B). W pomiarze 4 w żadnej z grup nie wskazano istotnych różnic w odniesieniu do pomiaru 1 ($p > 0,05$).

W grupie kontrolnej nie wskazano istotnych statystycznie różnic pomiędzy pomiarami ($p > 0,05$).

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 2a.



Rycina 19. Oszacowane średnie brzegowe wyników wymiaru mentalnego jakości życia kwestionariusza SF-36 w badanych grupach

Analiza porównań międzygrupowych w poszczególnych punktach czasowych wskazała na istotne różnice w wartościach wymiaru mentalnego pomiędzy grupami we wszystkich pomiarach (także w *baseline*, które opisano na początku tego podrozdziału). W pomiarach drugim oraz trzecim wskazano istotnie niższe wartości w grupie B w porównaniu do grupy A (w pomiarze 2 – o 5,83 pkt; w pomiarze 3 – o 5,11 pkt) i C (w pomiarze 2 – o 3,69 pkt, w pomiarze 3 – o 3,36). W pomiarze czwartym zanotowano analogiczne różnice zbliżone do tych jakie występowały w pomiarze pierwszym – grupa A mająca istotnie wyższe wyniki w porównaniu do grupy B (o 4,6 punktu).

Indeks jakości życia

Analogiczne zmiany do wcześniej opisanych w wynikach wymiarów fizycznego i mentalnego zanotowano w przypadku wyniku sumarycznego (indeks jakości życia) kwestionariusza SF-36. Wyniki analizy GLM wskazała duży efekt czasu ($F(1,37; 143,40) = 94,51; p < 0,001; \eta p^2 = 0,474$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,46$) oraz stwierdzono istotną interakcję pomiędzy czynnikiem grupy a czasem pomiaru ($F(2,73; 143,40) = 19,389; p < 0,001; \eta p^2 = 0,270$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,46$).

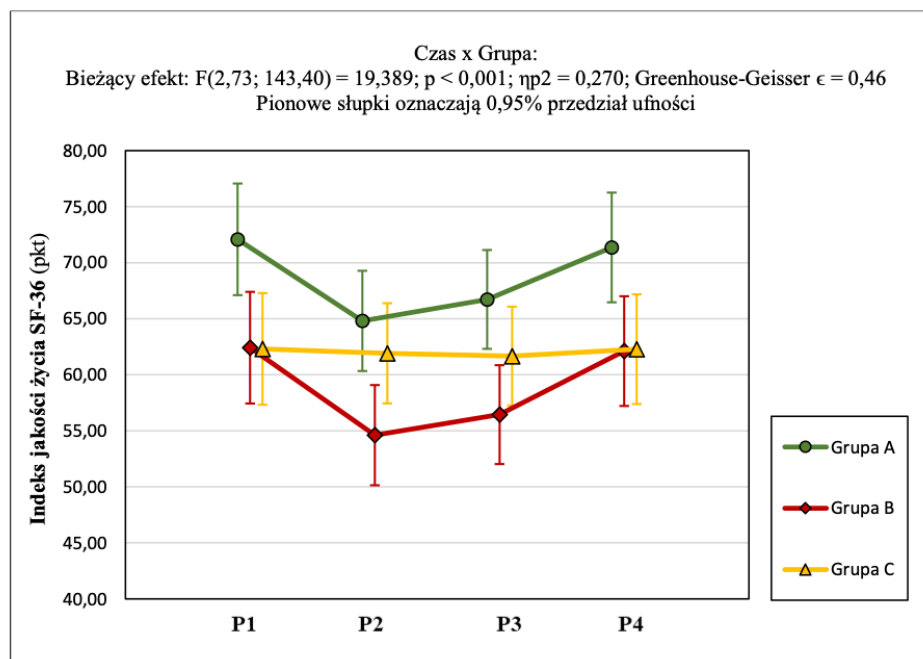
Wyniki analiz post hoc z poprawką Bonferroniego wskazały:

W grupie A wartości indeksu jakości życia istotnie uległ redukcji w pomiarze drugim (o 7,28 pkt). W następnych pomiarach zanotowano istotny wzrost tych wartości jednak nadal były one poniżej pomiaru wyjściowego (w pomiarze 3 o 5,36 pkt; w pomiarze 4 jedynie 0,72 pkt).

W przypadku grupy B wskazano podobne zmiany jak w przypadku grupy A. W pomiarze drugim wskazano redukcję o 7,81 pkt, która następnie wracała do poziomu wyjściowego – w pomiarze 3 różnica w stosunku do pomiaru 1 wynosiła już jedynie 5,97 pkt. W pomiarze 4 nie wskazano istotnych różnic w porównaniu do pomiaru pierwszego.

W grupie kontrolnej nie obserwowano istotnych zmian w wartościach indeksu jakości życia.

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 3a



Rycina 20. Oszacowane średnie brzegowe sumarycznego wyniku kwestionariusza SF-36 (indeks jakości życia) w badanych grupach

Analiza porównań międzygrupowych w poszczególnych punktach czasowych wskazała na analogiczne różnice jak te zaobserwowane w przypadku wymiaru mentalnego – zanotowano istotne różnice w wartościach indeksu jakości życia pomiędzy grupami we wszystkich pomiarach. Podobnie jak w pomiarze pierwszym, w pomiarach drugim, trzecim oraz czwartym wskazano istotnie niższe wartości w grupie B w porównaniu do grupy A (w pomiarze 1 o 9,67 pkt; w pomiarze 2 o 10,19 pkt, w pomiarze 3 o 10,28 pkt, w pomiarze 4 o 9,25 pkt). Wyniki te świadczą o bardzo podobnej dynamice zmian w obu grupach.

4.3. Wyniki progu bólu uciskowego wybranych mięśni z wykorzystaniem MicroFET2

Wyniki analizy ANOVA nie wskazały istotnych statystycznie różnic pomiędzy badanymi grupami ($p > 0,05$) w poziomie progu bólu uciskowego mięśni zmierzonych w momencie rozpoczęcia badania (pomiar 1).

Następnym krokiem było zastosowanie analiz GLM w celu zbadania zmian w czasie oraz interakcji grupa x czas badanych progów bólu uciskowego. Uzyskane wyniki $x \pm SD$ dla poszczególnych pomiarów przedstawiono w Tabeli 9. Na rycinach 21,

22, 23 oraz 24 przedstawiono oszacowane średnie brzegowe progu bólu uciskowego poszczególnych badanych mięśni.

Tabela 9. Statystyki opisowe odnoszące się do oceny progu bólu uciskowego wybranych mięśni

PRÓG BÓLU UCISKOWEGO	Grupa	Pomiar 1 ($\bar{x} \pm SD$)	Pomiar 2 ($\bar{x} \pm SD$)	Pomiar 3 ($\bar{x} \pm SD$)	Pomiar 4 ($\bar{x} \pm SD$)
cz. górna m. czw. strona Pr (kgf)	A	7,23 $\pm$ 1,90	7,52 $\pm$ 1,84	7,36 $\pm$ 1,78	7,26 $\pm$ 1,91
	B	6,67 $\pm$ 2,17	7,11 $\pm$ 2,29	7,07 $\pm$ 2,24	6,92 $\pm$ 2,25
	C	7,75 $\pm$ 2,10	7,74 $\pm$ 2,08	7,71 $\pm$ 2,06	7,78 $\pm$ 2,10
cz. górna m. czw. strona Le (kgf)	A	6,55 $\pm$ 2,03	6,70 $\pm$ 1,93	6,59 $\pm$ 2,05	6,60 $\pm$ 2,01
	B	6,77 $\pm$ 2,27	6,99 $\pm$ 2,20	6,97 $\pm$ 2,16	6,93 $\pm$ 2,31
	C	7,28 $\pm$ 2,11	7,27 $\pm$ 2,12	7,28 $\pm$ 2,11	7,30 $\pm$ 2,15
m. MOS strona Pr (kgf)	A	1,88 $\pm$ 0,77	2,34 $\pm$ 0,79	2,29 $\pm$ 0,80	2,19 $\pm$ 0,78
	B	2,04 $\pm$ 0,74	2,97 $\pm$ 1,13	2,90 $\pm$ 1,08	2,51 $\pm$ 0,91
	C	2,22 $\pm$ 0,99	2,24 $\pm$ 0,91	2,21 $\pm$ 0,92	2,22 $\pm$ 0,92
m. MOS strona Le (kgf)	A	2,06 $\pm$ 0,73	2,49 $\pm$ 0,76	2,46 $\pm$ 0,77	2,37 $\pm$ 0,71
	B	2,03 $\pm$ 0,71	2,93 $\pm$ 0,83	2,82 $\pm$ 0,81	2,42 $\pm$ 0,79
	C	2,38 $\pm$ 1,13	2,37 $\pm$ 1,12	2,35 $\pm$ 1,08	2,40 $\pm$ 1,13

kgf - kilogram-siła, cz. górna m. czw. - część górna mięśnia czworobocznego grzbietu, m. MOS - mięsień mostkowo-obojczykowo-sutkowy, Pr - prawa, Le - lewa, $\bar{x}$ - wartość średnia, SD - odchylenie standardowe

Mięsień czworoboczny grzbietu (część górna, strona Pr)

Wyniki analizy GLM wskazały na istotny wpływ czynnika czasu (pomiar 1-4) dla progu bólu uciskowego cz. górnej m. czw. po stronie Pr ($F(2,25; 236,27) = 12,288$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,105$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,75$). Ponadto wskazano interakcję pomiędzy czynnikiem grupy a czasem pomiaru ($F(4,50; 236,27) = 5,243$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,091$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,75$), co wskazuje, że przebieg zmian w czasie był różny w poszczególnych grupach badanych.

Wyniki analizy efektów prostych dla wielokrotnych porównań z zastosowaniem poprawki Bonferroniego wskazały, że próg bólu uciskowego cz. górnej m. czw. po stronie Pr zmienił się istotnie statystycznie w grupach A i B.

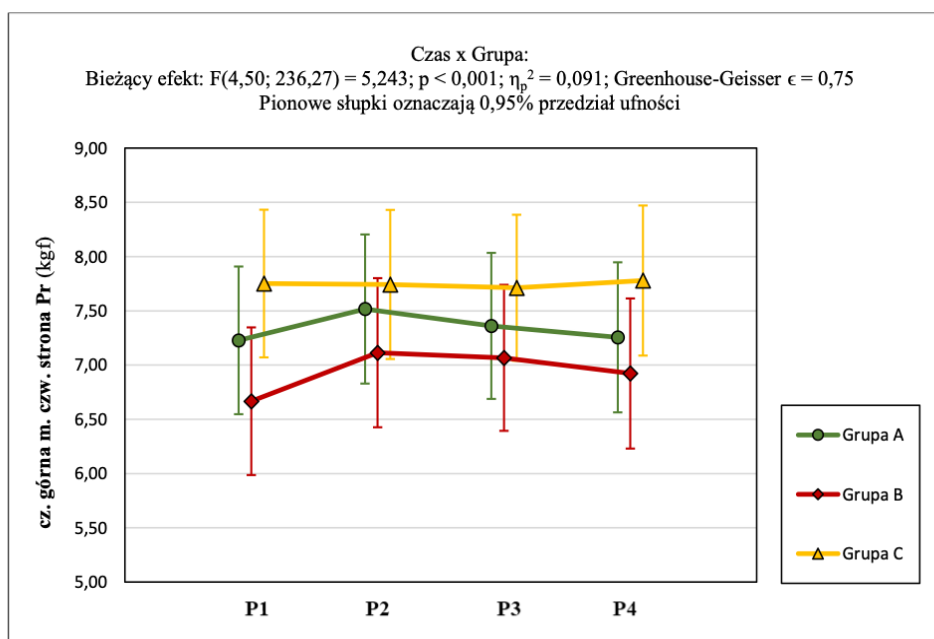
W grupie A analiza post hoc z poprawką Bonferroniego wskazała na istotnie statystycznie wyższe wartości tej zmiennej w pomiarze drugim w porównaniu do pomiaru pierwszego (o 0,289 kgf). W pomiarze trzecim wartość progu bólu uciskowego uległy

spadkowi (ale nie istotnemu statystycznie). Spadek wartości tej zmiennej był kontynuowany w pomiarze czwartym powracając do wartości zbliżonych do pomiaru pierwszego (brak istotnych różnic pomiędzy pomiarem 1, a 4).

W grupie B także zanotowano istotny wzrost progu bólu uciskowego w pomiarze drugim (o 0,447 kgf), wynik ten utrzymywał się na zbliżonym poziomie w pomiarze trzecim, a następnie uległ istotnej statystycznie (choć niewielkiej) redukcji (o 0,144 kgf). Redukcja ta jednak była na tyle mała, że nadal można było wskazać istotne różnice pomiędzy pomiarem pierwszym i czwartym (różnica średnich: 0,256 kgf).

W grupie C nie zanotowano istotnych statystycznie różnic pomiędzy pomiarami w przypadku badanego mięśnia ($p > 0,05$).

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 4a.



Rycina 21. Oszacowane średnie brzegowe progu bólu uciskowego dla cz. górnej m. czw. po stronie Pr w badanych grupach

Należy zwrócić uwagę, że analiza porównań międzygrupowych w poszczególnych punktach czasowych nie wskazała istotnych różnic w wartościach progu bólu uciskowego dla cz. górnej m. czw. po stronie Pr pomiędzy grupami w żadnym pomiarze ($p > 0,05$).

Mięsień czworoboczny grzbietu (część górna, strona Le)

W przypadku pomiaru progu bólu uciskowego cz. górnej m. czw. po stronie Le wykazano efekt czasu ($F(2,76; 289,48) = 8,096; p < 0,001; \eta_p^2 = 0,072$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,92$), co oznacza, że zmieniał się istotnie w kolejnych pomiarach. Stwierdzono również istotną interakcję pomiędzy czynnikiem grupy, a czasem pomiaru ($F(5,51; 289,48) = 3,578; p = 0,003; \eta_p^2 = 0,064$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,92$), co wskazuje, że przebieg zmian w czasie był różny w poszczególnych badanych grupach.

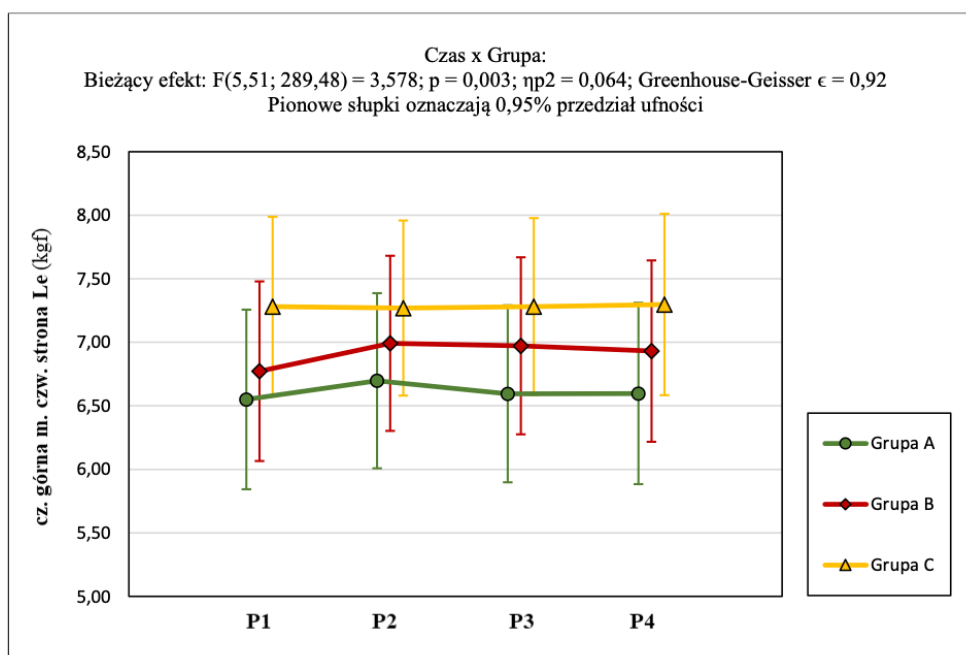
W celu szczegółowej interpretacji zaobserwowanej interakcji zastosowano analizę efektów prostych dla powtarzanych pomiarów z zastosowaniem poprawki Bonferroniego. Analiza ta wykazała że:

W grupie A wyraźnie zwiększył się próg bólu uciskowego tego mięśnia, który wzrósł w porównaniu do pomiaru pierwszego o 0,147 kgf w pomiarze drugim, następnie uległ istotnej redukcji w pomiarze trzecim (o 0,103 kgf) wracając do poziomu bliskiego do pomiaru pierwszego ($p > 0,05$). W pomiarze czwartym nie wskazano, aby rezultat ten zmienił się w porównaniu do pomiaru trzeciego, pozostając na poziomie zbliżonym do pierwszego pomiaru.

W przypadku grupy B poziom progu bólu uciskowego cz. górnej m. czw. po stronie Le zwiększył się o 0,219 kgf w drugim pomiarze. Zmiana ta utrzymała się na podobnym poziomie w pomiarze trzecim (pomiar 3 > pomiar 1 o 0,200 kgf) oraz czwartym (pomiar 3 > pomiar 1 o 0,158 kgf).

W grupie kontrolnej (C) nie obserwowano istotnych zmian progu bólu uciskowego cz. górnej m. czw. po stronie Le ($p > 0,05$).

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 5a.



Rycina 22. Oszacowane średnie brzegowe progu bólu uciskowego dla cz. górnej m. chw. Le stronie Le w badanych grupach

Jednocześnie analiza porównań międzygrupowych w poszczególnych punktach czasowych nie wykazała istotnych różnic ($p > 0,05$ dla wszystkich porównań). Sugeruje to, że choć badany czynnik wywołał istotne przesunięcia w wybranych grupach ich skala nie była wystarczająca do zróżnicowania poziomów badanej zmiennej między grupami w żadnym z etapów badania.

Mięsień mostkowo-obończykowo-sutkowy (strona Pr)

Wyniki analizy GLM wskazały na istotny wpływ czynnika czasu (pomiaru 1-4) dla progu bólu uciskowego m. MOS po stronie Pr ($F(2,14; 224,64) = 66,569$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,388$; Greenhouse-Geisser $\epsilon = 0,71$). Ponadto wskazano interakcję pomiędzy czynnikiem grupy a czasem pomiaru ($F(4,28; 224,64) = 22,865$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,303$; Greenhouse-Geisser $\epsilon = 0,71$).

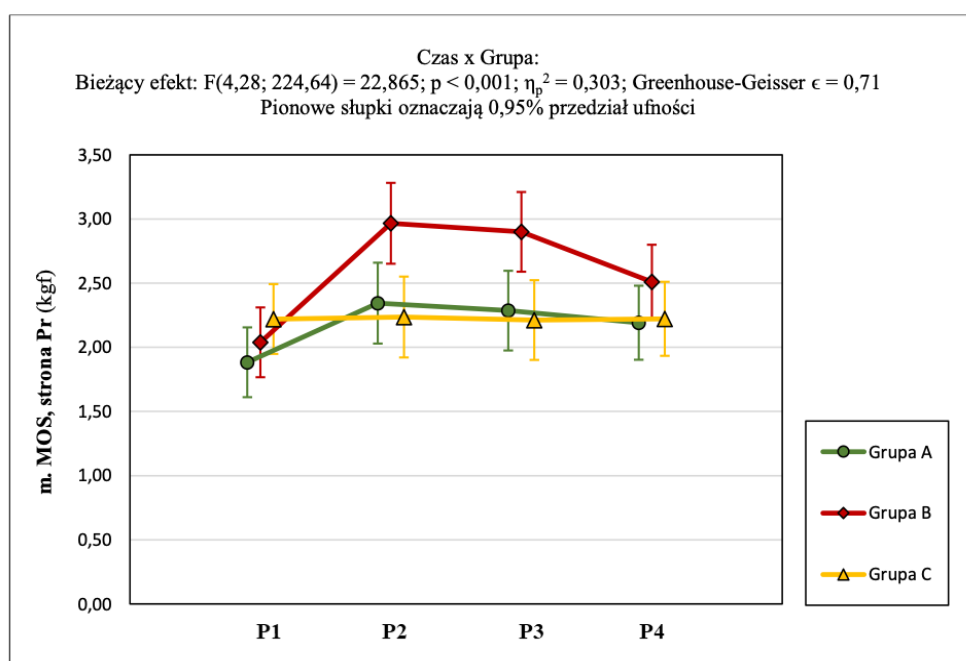
Wyniki analizy efektów prostych dla wielokrotnych porównań z zastosowaniem poprawki Bonferroniego wskazały, że próg bólu uciskowego m. MOS po stronie Pr zmienił się istotnie statystycznie ($p < 0,001$) w grupach A i B.

W grupie A analiza post hoc z poprawką Bonferroniego wskazała na istotnie statystycznie wyższe wartości tej zmiennej w pomiarze drugim w porównaniu do pomiaru pierwszego (o 0,461 kgf). Zmiana ta utrzymała się w pomiarze trzecim oraz czwartym –

choć porównując pomiar drugi vs czwarty wskazano istotnie niższe wartości tego ostatniego. Wartości z pomiaru czwartego nadal były istotnie statystycznie wyższe (o 0,308 kgf) w porównaniu do pomiaru pierwszego.

W grupie B zanotowano analogiczne różnice jak w grupie A. W pomiarze drugim wskazano istotnie statystycznie wyższe wartości progu bólu uciskowego m. MOS po stronie Pr (o 0,928 kgf). Zmiana ta utrzymała się w pomiarze trzecim i następnie zanotowano spadek o 0,389 kgf w pomiarze czwartym. Wartości z pomiaru czwartego nadal były istotnie statystycznie wyższe (o 0,472 kgf) w porównaniu do pomiaru pierwszego.

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 6a.



Rycina 23. Oszacowane średnie brzegowe progu bólu uciskowego dla m. MOS po stronie Pr w badanych grupach

Analiza porównań międzygrupowych w poszczególnych punktach czasowych wskazała na istotne różnice w wartościach progu bólu uciskowego m. MOS po stronie Pr pomiędzy grupami w pomiarach drugim i trzecim, gdzie zanotowano istotnie wyższe wartości tej zmiennej w grupie B w porównaniu do grupy A (w pomiarze 2 o 0,622 kgf i pomiarze 3 o 0,614 kgf) i C (w pomiarze 2 o 0,731 kgf i pomiarze 3 o 0,688 kgf). Pomiędzy pozostałymi pomiarami nie wskazano istotnych statystycznie różnic ($p > 0,05$).

Mięsień mostkowo-obończykowo-sutkowy (strona Le)

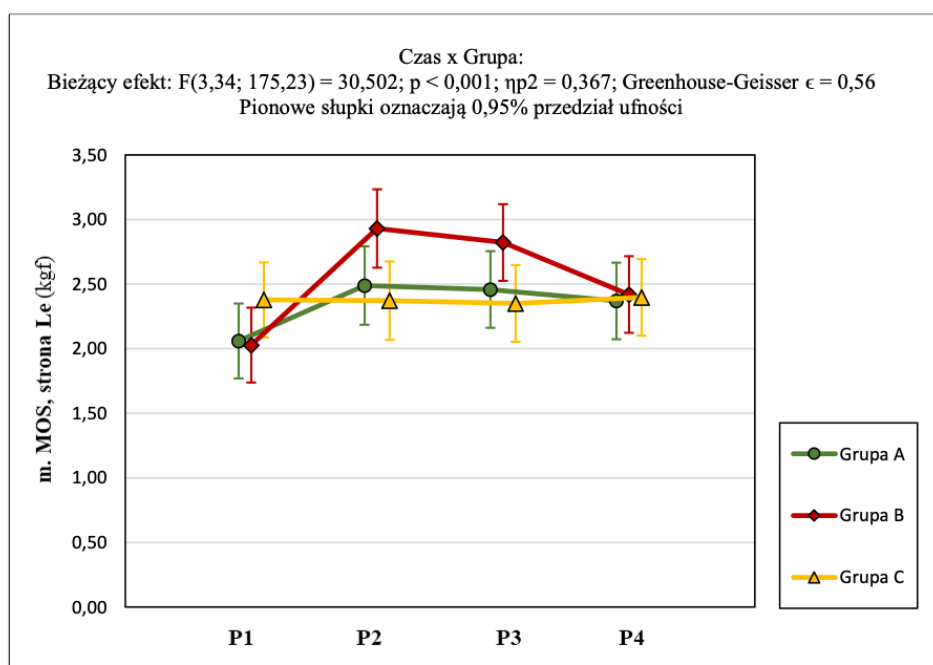
W przypadku zmiennej progu bólu uciskowego m. MOS po stronie Le wyniki analizy GLM wskazały na istotny statystycznie efekt czasu ($F(1,67; 175,23) = 78,685; p < 0,001; \eta_p^2 = 0,428$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,56$) oraz istotną statystycznie interakcję grupa x czas ($F(3,34; 175,23) = 30,502; p < 0,001; \eta_p^2 = 0,367$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,56$).

Wyniki analizy efektów prostych dla wielokrotnych porównań z zastosowaniem poprawki Bonferroniego wskazały, że próg bólu uciskowego m. MOS po stronie Le zmienił się istotnie statystycznie w grupach A i B.

W grupie A analiza post hoc z poprawką Bonferroniego wskazała na istotnie statystycznie wyższe wartości tej zmiennej w pomiarze drugim w porównaniu do pomiaru pierwszego (o 0,429 kgf). Zmiana ta utrzymała się w pomiarze trzecim oraz czwartym.

W grupie B zanotowano znacznie większą dynamikę zmian. W pomiarze drugim wskazano wzrost progu bólu uciskowego m. MOS po stronie Le o 0,903 kgf, w kolejnym pomiarze wskazano niewielki, ale istotny statystycznie jego spadek (o 0,108 kgf), który był kontynuowany do pomiaru czwartego (spadek o 0,403 kgf).

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 7a.



Rycina 24. Oszacowane średnie brzegowe progu bólu uciskowego dla m. MOS po stronie Le w badanych grupach

Analiza porównań międzygrupowych w poszczególnych punktach czasowych dla progu bólu uciskowego m. MOS po stronie Le w poszczególnych pomiarach wykazała jedynie istotne statystycznie różnice ($p = 0,028$) w pomiarze drugim. Wyniki porównań parami z poprawką Bonferroniego wskazały na istotnie wyższe wartości tej zmiennej w grupie B w porównaniu do grupy C ($p = 0,034$). Nie wskazano różnic pomiędzy grupami A i C oraz A i B.

4.4. Wyniki pomiarów zakresu ruchu kręgosłupa szyjnego z wykorzystaniem CROM

Wyniki analizy ANOVA wskazały na istotne różnice pomiędzy badanymi grupami w momencie rozpoczęcia badania (pomiar 1) w przypadku jednego wskaźnika zakresu ruchu kręgosłupa C – zgięcia boczne w prawo ($F(2, 105) = 4,233$; $p = 0,017$). Wyniki testu post hoc – test Tukeya wskazały na istotne różnice ($p = 0,020$) pomiędzy grupą A i C – w grupie pierwszej badani uzyskali wyższe rezultaty (o $5,56^\circ$).

Analizy GLM dla powtarzanych pomiarów wykazały, że w większości analizowanych parametrów ruchomości kręgosłupa C występowały istotne zmiany w czasie oraz istotne różnice w przebiegu tych zmian pomiędzy grupami. Uzyskane wyniki $\bar{x} \pm SD$ dla poszczególnych pomiarów przedstawiono w Tabeli 10. Na rycinach 25, 26, 27, 28, 29, oraz 30 przedstawiono oszacowane średnie brzegowe poszczególnych pomiarów zakresu ruchu kręgosłupa szyjnego w badanych grupach.

Tabela 10. Statystyki opisowe wskaźników CROM mierzących zakres ruchu kręgosłupa szyjnego

POMIAR ZAKRESU RUCHU KRĘGOSŁUPA SZYJNEGO	Grupa	Pomiar 1 ($\bar{x} \pm SD$)	Pomiar 2 ($\bar{x} \pm SD$)	Pomiar 3 ($\bar{x} \pm SD$)	Pomiar 4 ($\bar{x} \pm SD$)
C – zgięcie (°)	A	42,3 ± 5,37	46,1 ± 5,43	45,2 ± 5,43	43,9 ± 5,49
	B	39,8 ± 5,44	45,5 ± 5,22	44,7 ± 4,48	40,6 ± 5,26
	C	43,5 ± 8,44	43,4 ± 8,20	43,4 ± 8,00	43,3 ± 8,55
C – wyprost (°)	A	57,2 ± 5,58	64,6 ± 5,05	63,6 ± 5,05	62,6 ± 5,05
	B	58,3 ± 4,45	62,3 ± 3,83	61,5 ± 3,49	59,2 ± 3,80
	C	57,5 ± 7,27	56,9 ± 7,38	57,5 ± 7,18	57,2 ± 7,06
C – zg. b. w Pr (°)	A	39,8 ± 8,48	43,4 ± 8,22	41,8 ± 8,48	41,4 ± 8,29
	B	35,3 ± 9,60	39,9 ± 5,98	39,0 ± 6,53	36,1 ± 7,43
	C	34,2 ± 7,62	34,3 ± 7,52	34,0 ± 7,17	34,2 ± 7,78
C – zg. b. w Le (°)	A	37,7 ± 7,17	38,8 ± 6,29	38,5 ± 6,53	37,8 ± 7,11
	B	37,0 ± 6,13	38,4 ± 5,08	38,0 ± 5,43	37,9 ± 5,34
	C	34,9 ± 7,47	35,2 ± 6,75	35,0 ± 7,15	34,8 ± 7,22
C – rotacja w Pr (°)	A	62,6 ± 4,63	63,7 ± 4,65	63,0 ± 4,91	59,9 ± 5,43
	B	62,0 ± 4,92	63,5 ± 3,65	62,9 ± 3,83	61,6 ± 3,60
	C	64,8 ± 8,60	63,9 ± 8,29	64,7 ± 8,50	64,6 ± 8,46
C – rotacja w Le (°)	A	65,8 ± 6,77	66,4 ± 5,95	65,8 ± 6,14	65,6 ± 5,89
	B	62,4 ± 6,46	64,4 ± 4,56	63,5 ± 4,77	62,1 ± 4,42
	C	64,5 ± 6,93	64,2 ± 6,65	64,4 ± 7,39	64,6 ± 6,89

(°) - stopnie, C - odcinek szyjny kręgosłupa, zg. b. w Pr - zgięcie boczne w prawo, zg. b. w Le - zgięcie boczne w lewo, Pr - prawo, Le - lewo, $\bar{x}$ - wartość średnia, SD - odchylenie standardowe

Kręgosłup C - zgięcie

W ocenie zgięcia kręgosłupa C zaobserwowano bardzo silny efekt czasu ($F(2,15; 226,16) = 126,667$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,547$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,70$), co oznacza, że zakres zgięcia kręgosłupa C zmieniał się istotnie w kolejnych pomiarach. Stwierdzono również istotną interakcję pomiędzy czynnikiem grupy a czasem pomiaru ($F(4,38; 226,16) = 41,329$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,440$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,70$), co wskazuje, że przebieg zmian w czasie był różny w poszczególnych grupach badanych.

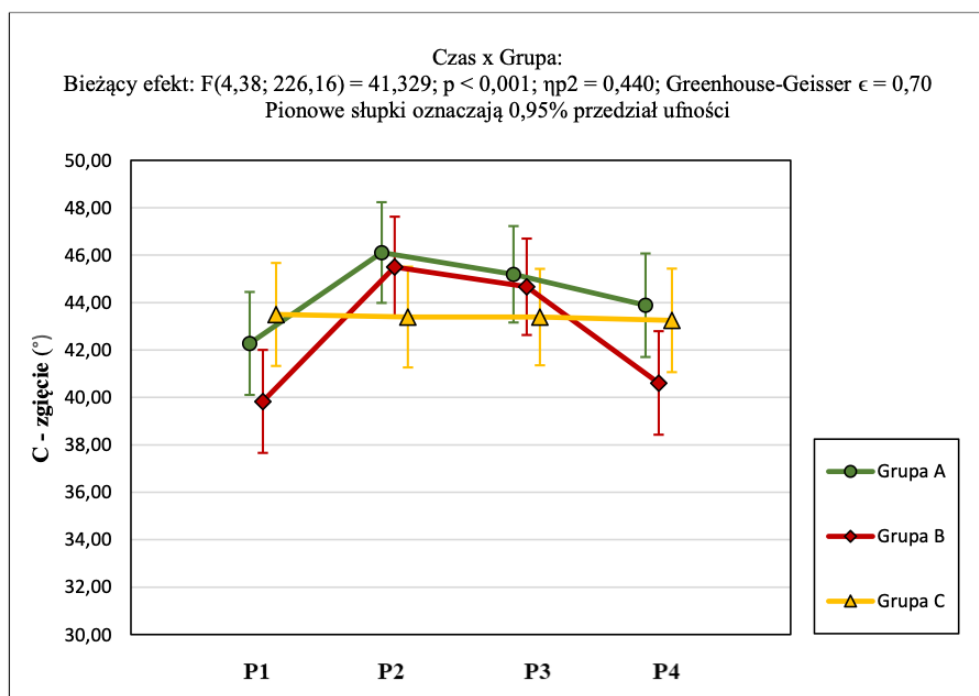
W celu szczegółowej interpretacji zaobserwowanej interakcji zastosowano analizę efektów prostych dla powtarzanych pomiarów z zastosowaniem poprawki Bonferroniego. Analiza ta wykazała że:

W grupie A wyraźnie zwiększył się zakres zgięcia kręgosłupa C, które w porównaniu do pomiaru pierwszego wzrosło o $3,83^\circ$ w pomiarze drugim, następnie uległ istotnej redukcji w pomiarze trzecim (o $0,92^\circ$). Redukcja ta była kontynuowana w pomiarze czwartym (różnica średnich pomiar $4 - 3 = 1,31$). Wartości te jednak nadal były istotnie wyższe od pomiaru wyjściowego (pomiar 1 vs 3: $2,92^\circ$; pomiar 1 vs 4: $1,61^\circ$).

W grupie B zakres ruchu zgięcia kręgosłupa C zwiększył się o $5,67^\circ$ w drugim pomiarze, a następnie utrzymywał się na podobnym poziomie w pomiarze 3 (pomiar 2 vs pomiar 3 $p > 0,05$). W pomiarze czwartym zanotowano istotny spadek wartości tego kąta o $1,31^\circ$ - jednak nadal był to wynik istotnie wyższy (o $0,78^\circ$) w porównaniu do pomiaru pierwszego.

W grupie kontrolnej nie obserwowano istotnych zmian zakresu ruchu zgięcia kręgosłupa C w czasie.

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 8a.



Rycina 25. Oszacowane średnie brzegowe dla zakresu ruchu – zgięcie kręgosłupa C w badanych grupach

Jednocześnie analiza porównań międzygrupowych w poszczególnych punktach czasowych nie wykazała istotnych różnic ($p > 0,05$ dla wszystkich porównań). Sugeruje to, że choć badany czynnik wywołał istotne przesunięcia w wybranych grupach ich skala nie była wystarczająca do zróżnicowania poziomów badanej zmiennej między grupami w żadnym z etapów badania.

Kręgosłup C - wyprost

Wyniki analizy GLM wskazały na istotny wpływ czynnika czasu (pomiarzy 1-4) dla wyprost odcinka szyjnego kręgosłupa ($F(2,21; 232,58) = 172,147; p < 0,001; \eta_p^2 = 0,621$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,74$). Ponadto wskazano interakcję pomiędzy czynnikiem grupy a czasem pomiaru ($F(4,43; 232,58) = 72,747; p < 0,001; \eta_p^2 = 0,581$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,74$), co wskazuje, że przebieg zmian w czasie był różny w poszczególnych grupach badanych.

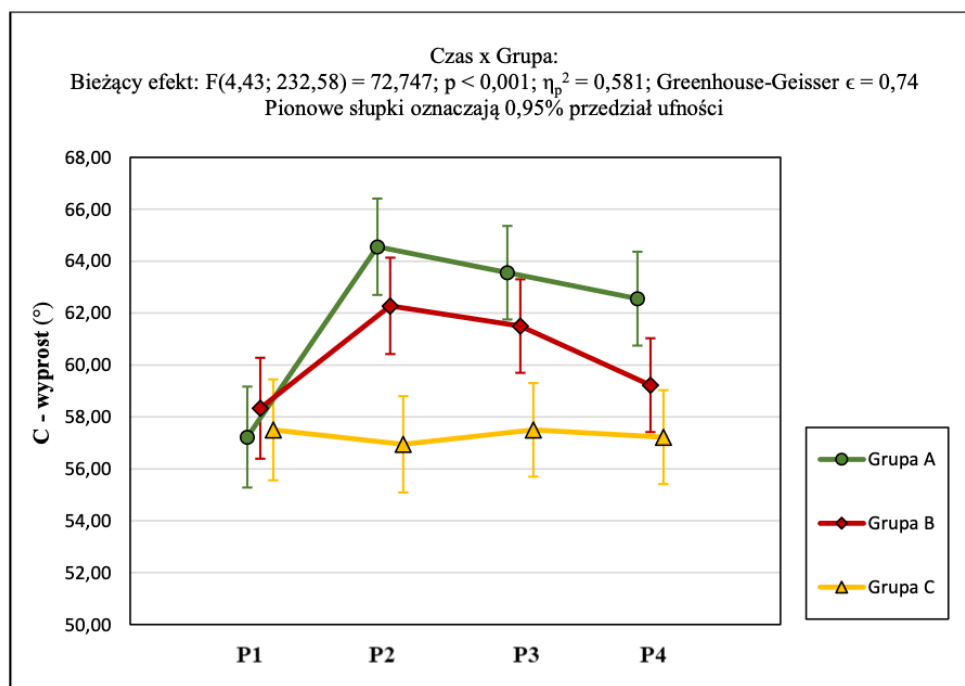
Wyniki analizy efektów prostych dla wielokrotnych porównań z zastosowaniem poprawki Bonferroniego wskazały, że:

W grupie A istotnie wzrósł poziom ruchomości kręgosłupa C w zakresie wyprost w pomiarze drugim (o $7,33^\circ$). Następnie ruchomość ta uległa redukcji po 1° w pomiarze 3 i 4. Różnice te były istotne statystycznie pomiędzy wszystkimi kombinacjami pomiarów ($p < 0,05$).

W grupie B zanotowano podobne zmiany jak w przypadku grupy A jednak o nieznacznie mniejszym nasileniu. W pomiarze drugim zanotowano istotnie statystycznie wyższe wartości kąta dotyczącego wyprost kręgosłupa C w porównaniu do pomiaru pierwszego (o $3,94^\circ$). W kolejnych pomiarach można zaobserwować spadek tej wartości o $0,78^\circ$ w pomiarze trzecim i następnie o kolejne $2,28^\circ$ w pomiarze czwartym. Należy jednak zwrócić uwagę, że wynik z pomiaru 4 nadal był istotnie wyższy w porównaniu do pomiaru pierwszego.

Podobnie jak w ocenie zgięcia kręgosłupa C w grupie kontrolnej nie zanotowano istotnych zmian w przypadku wyprost kręgosłupa C ($p > 0,05$).

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 9a.



Rycina 26. Oszacowane średnie brzegowe dla zakresu ruchu – wyprost C w badanych grupach

Analiza porównań międzygrupowych w poszczególnych punktach czasowych wskazała na istotne różnice ($p < 0,05$) w wartościach kątowych wyprostu kręgosłupa C pomiędzy grupami w pomiarze drugim, trzecim oraz czwartym. W pomiarach drugim oraz trzecim wskazano istotnie niższe wartości w grupie kontrolnej w porównaniu do grupy A (w pomiarze drugim o $7,61^\circ$; w pomiarze 3 o $2,06^\circ$) i grupy B (w pomiarze drugim o $5,33^\circ$; w pomiarze trzecim o $4,00^\circ$). W pomiarze czwartym zanotowano jedynie istotne statystycznie niższe wyniki w grupie kontrolnej w porównaniu do grupy A (o $5,33^\circ$). Nie wskazano istotnych różnic pomiędzy pozostałymi grupami.

Kręgosłup C - zgięcie boczne w prawo

Wyniki analizy GLM wskazały na istotny wpływ czynnika czasu (pomiarzy 1-4) dla zgięcia bocznego w prawo kręgosłupa C ($F(1,691; 177,60) = 59,995$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,364$; Greenhouse-Geisser $\epsilon = 0,56$). Ponadto wskazano interakcję pomiędzy czynnikiem grupy a czasem pomiaru ($F(3,38; 177,60) = 19,739$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,273$; Greenhouse-Geisser $\epsilon = 0,56$), co wskazuje, że przebieg zmian w czasie był różny w poszczególnych grupach badanych.

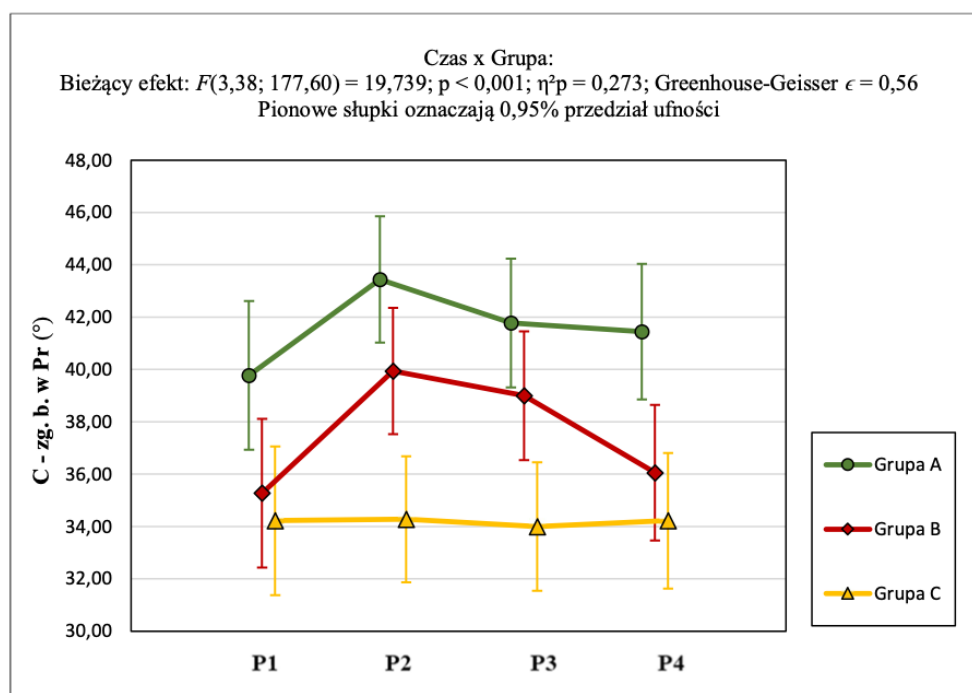
Wyniki analizy efektów prostych dla wielokrotnych porównań z zastosowaniem poprawki Bonferroniego wskazały, że w grupie A i B nastąpiły istotne statystycznie zmiany w czasie dla kąta zg. b. w Pr kręgosłupa C.

W grupie A odnosząc się do pomiaru bazowego wskazano wyższe wartości tego kąta w kolejnych pomiarach tj. drugim (o $3,67^\circ$), trzecim (o $2,00^\circ$) oraz czwartym (o $1,67^\circ$). Warto zwrócić uwagę, że w pomiarze drugim te wartości były najwyższe i uległy redukcji w kolejnych pomiarach tj. trzecim (o $1,67^\circ$) i czwartym (o $2,00^\circ$).

W grupie B także zanotowano wzrost wartości kąta zg. b. w Pr kręgosłupa C, jednak dynamika zmian różniła się od tej zaobserwowanej w grupie A. W pomiarze drugim wskazano istotnie wyższe wartości (o $4,67^\circ$) w porównaniu do pomiaru pierwszego. W pomiarze trzecim różnica ta istotnie zmalała o prawie 1° (różnica średnich między pomiarem 1, a 3 = $-3,72^\circ$) doprowadzając do tego, że w pomiarze 4 nie zanotowano istotnych różnic w porównaniu do pomiaru bazowego.

W grupie kontrolnej nie zanotowano istotnych statystycznie różnic pomiędzy pomiarami ($p > 0,05$).

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 10a.



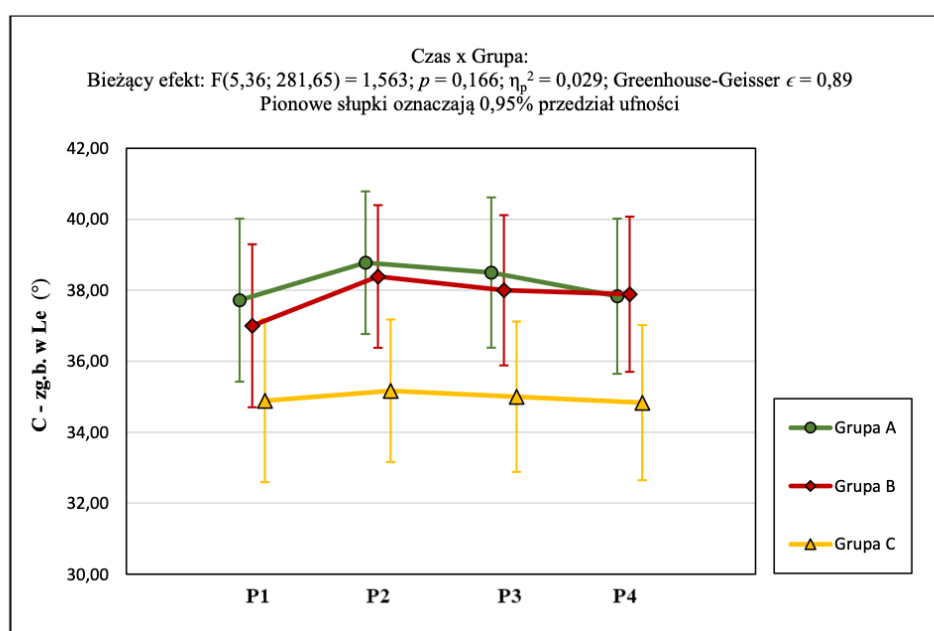
Rycina 27. Oszacowane średnie brzegowe dla zakresu ruchu – zg. b. w Pr kręgosłupa C w badanych grupach

Analiza porównań międzygrupowych w poszczególnych punktach czasowych wskazała na istotne różnice w wartościach kątowych zg. b. w Pr kręgosłupa C pomiędzy grupami we wszystkich pomiarach. Należy mieć na uwadze istotne różnice w *baseline* (pomiarze wyjściowym) pomiędzy grupami A i C, o których wspomniano na początku tego podrozdziału. Te różnice wyjściowe wymagają ostrożności w trakcie interpretacji

wyników. W pomiarze drugim wskazano istotnie niższe wartości tej zmiennej w grupie kontrolnej w porównaniu do grup A (o $9,17^\circ$) i B (o $5,67^\circ$). Różnice nadal będąc istotne statystycznie uległy redukcji w pomiarze trzecim zarówno w grupie A (różnica na poziomie $7,78^\circ$) i B (różnica na poziomie $5,00^\circ$). W pomiarze czwartym zanotowano istotnie wyższe wartości kąta zg. b. w Pr kręgosłupa C w grupie A w porównaniu do grupy B (o $5,39^\circ$) oraz C (o $7,22^\circ$). W pomiarze tym nie zanotowano istotnych różnic pomiędzy grupą B i C ($p > 0,05$).

Kręgosłup C - zgięcie boczne w lewo

W ocenie zg. b. w Le kręgosłupa C wyniki analizy GLM wskazały na istotny wpływ czynnika czasu (pomiarzy 1-4) – ($F(2,68; 281,65) = 8,664$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,076$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = ,89$). Nie wskazano natomiast istotnej statystycznie interakcji czas x grupa ($p > 0,05$).



Rycina 28. Oszacowane średnie brzegowe dla zakresu ruchu – zg. b. w Le kręgosłupa C w badanych grupach

Kręgosłup C - rotacja w prawo

Wyniki analizy GLM wskazały na istotny wpływ czynnika czasu (pomiarzy 1-4) dla rotacji w Pr kręgosłupa C ($F(2,12; 222,24) = 10,463$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,091$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,71$). Ponadto wskazano interakcję pomiędzy czynnikiem grupy a czasem pomiaru ($F(4,23; 222,24) = 6,534$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,111$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,71$), co wskazuje, że przebieg zmian w czasie był różny w poszczególnych grupach badanych.

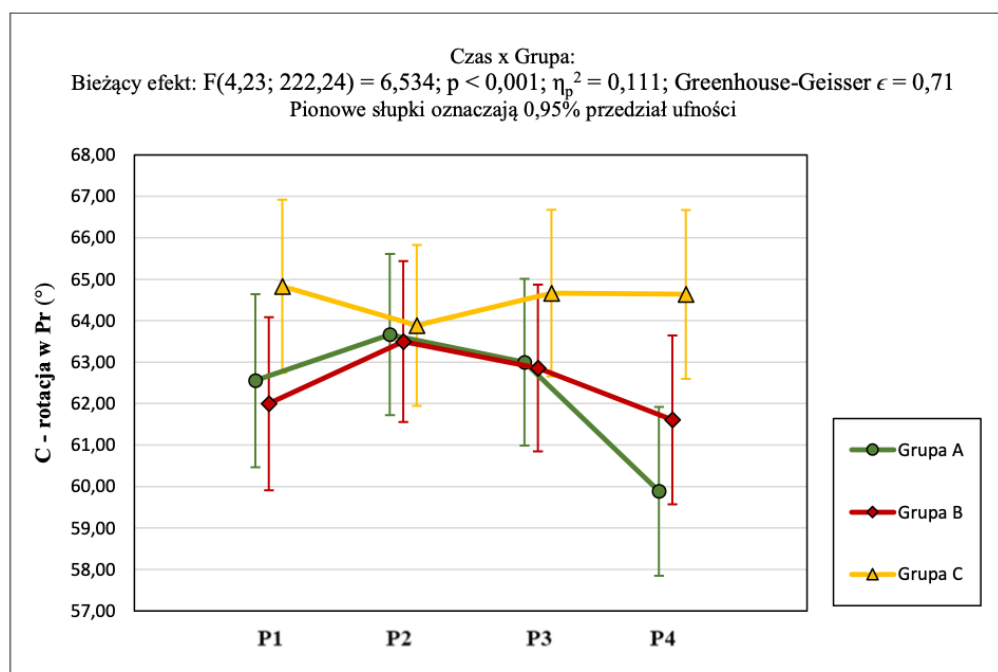
Wyniki analizy efektów prostych dla wielokrotnych porównań z zastosowaniem poprawki Bonferroniego wskazały, że zakres rotacji w Pr kręgosłupa C w grupach A i B zmienił się istotnie statystycznie.

W grupie A nie wskazano zmiany bezpośrednio po interwencji (w pomiarze 2), nie zanotowano także zmian w pomiarze trzecim. Dopiero w pomiarze czwartym wskazano istotnie statystycznie niższe wartości kąta rotacji w Pr kręgosłupa C w porównaniu do pomiaru pierwszego (o $2,67^\circ$), drugiego (o $3,78^\circ$) oraz trzeciego (o $3,11^\circ$).

W grupie B także nie wskazano istotnych różnic w zakresie rotacji w Pr kręgosłupa C pomiędzy pomiarem pierwszym a drugim, trzecim oraz czwartym. Zanotowano jedynie istotnie statystycznie niższe wartości w pomiarze drugim (o $1,89^\circ$) i trzecim (o $1,25^\circ$) w porównaniu do pomiaru czwartego.

W grupie kontrolnej nie zanotowano istotnych statystycznie różnic pomiędzy pomiarami ($p > 0,05$).

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 11a.



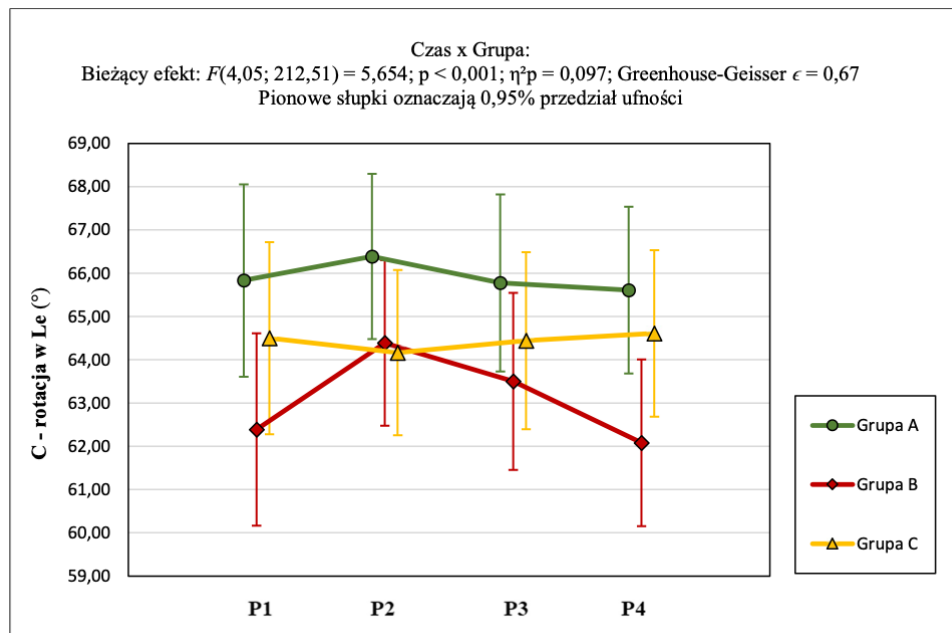
Rycina 29. Oszacowane średnie brzegowe dla zakresu ruchu – rotacja w Pr kręgosłupa C w badanych grupach

Kręgosłup C - rotacja w lewo

Wyniki analizy GLM wskazały na istotny wpływ czynnika czasu (pomiarzy 1-4) dla rotacji w Le kręgosłupa C ($F(2,02; 212,51) = 6,434; p = 0,002; \eta_p^2 = 0,058$; Greenhouse-Geisser $\epsilon = 0,67$). Ponadto wskazano interakcję pomiędzy czynnikiem grupy a czasem pomiaru ($F(4,05; 212,51) = 5,654; p < 0,001; \eta_p^2 = 0,097$; Greenhouse-Geisser $\epsilon = 0,67$), co wskazuje, że przebieg zmian w czasie był różny w poszczególnych grupach badanych.

Wyniki analizy efektów prostych dla wielokrotnych porównań z zastosowaniem poprawki Bonferroniego wskazały, że zakres rotacji w Le kręgosłupa C zmienił się istotnie statystycznie jedynie w grupie B. Analiza post hoc z poprawką Bonferroniego wskazała na istotnie statystycznie wyższe wartości rotacji kąta rotacji w Le kręgosłupa C w pomiarze drugim w porównaniu do pomiaru pierwszego (o 2°), W pomiarze trzecim kąt ten uległ istotnemu obniżeniu (o $0,89^\circ$), powodując, że nie wskazano już istotnych różnic pomiędzy pomiarem 1, a 3. Spadek wartości tej zmiennej był kontynuowany w pomiarze czwartym (różnica pomiar 3 vs 4: $1,42^\circ$).

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 12a.



Rycina 30. Oszacowane średnie brzegowe dla zakresu ruchu – rotacja w Le kręgosłupa C w badanych grupach

Podobnie jak w przypadku różnic międzygrupowych rotacji w Pr kręgosłupa C, analiza porównań międzygrupowych dla rotacji w Le kręgosłupa C w poszczególnych punktach

czasowych wskazała jedynie na istotne różnice w wartościach kątowych w pomiarze czwartym. Jednak w tym przypadku analiza post hoc wskazała na istotnie wyższe wartości tej zmiennej w grupie A w porównaniu do grupy B. Pomiędzy pozostałymi pomiarami nie wskazano istotnych statystycznie różnic ($p > 0,05$).

4.5. Wyniki pomiarów aktywności bioelektrycznej wybranych mięśni z wykorzystaniem sEMG

Do analizy statystycznej z protokołu pomiarowego uwzględniano wyłącznie średnią amplitudę, uznawaną za jeden z najbardziej miarodajnych wskaźników w ocenie aktywności bioelektrycznej mięśni. Ze względu na dużą ilość zmiennych w celu zachowania większej przejrzystości wyników podzielono je na cztery części, które kolejno dotyczą aktywności bioelektrycznej badanych mięśni: 1) w spoczynku, 2) podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie prawej; 3) podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie lewej oraz 4) podczas wykonywania ruchu unoszenia barków z zaangażowaniem cz. górnej m. czw po Pr oraz po Le stronie. W każdej części wykonano analizy ANOVA w celu zbadania baseline, a następnie analizy GLM.

4.5.1. Pomiary aktywności bioelektrycznej wybranych mięśni w spoczynku

Wyniki analizy ANOVA, która odnosiła się do aktywności bioelektrycznej badanych mięśni w spoczynku w pomiarze pierwszym wskazała na istotne statystycznie różnice pomiędzy badanymi grupami w poziomie aktywności cz. górnej m. czw. po stronie Pr ($F(2, 105) = 4,51$; $p = 0,013$). Wyniki testu post hoc wskazały na istotnie większą aktywność tego mięśnia (o 1,19 %MVC) w grupie A w porównaniu do grupy C. Uzyskane wyniki $\bar{x} \pm SD$ dla poszczególnych pomiarów przedstawiono w Tabeli 11. Na rycinach 31, 32, 33, 34 przedstawiono oszacowane średnie brzegowe poszczególnych pomiarów aktywności bioelektrycznej w spoczynku badanych mięśni.

Następnym krokiem było zastosowanie analiz GLM w celu zbadania zmian w czasie oraz interakcji grupa x czas.

Tabela 11. Aktywność bioelektryczna badanych mięśni w spoczynku

	Grupa	Pomiar 1 ($\bar{x} \pm SD$)	Pomiar 2 ($\bar{x} \pm SD$)	Pomiar 3 ($\bar{x} \pm SD$)	Pomiar 4 ($\bar{x} \pm SD$)	
m. MOS strona Le	A	μV	3,71 $\pm$ 1,37	3,85 $\pm$ 0,99	7,38 $\pm$ 3,25	8,17 $\pm$ 4,48
		%MVC	1,29 $\pm$ 0,62	0,89 $\pm$ 0,41	1,07 $\pm$ 0,53	1,04 $\pm$ 0,51
	B	μV	3,37 $\pm$ 1,17	3,58 $\pm$ 1,15	6,66 $\pm$ 4,20	7,85 $\pm$ 3,58
		%MVC	1,17 $\pm$ 0,63	0,81 $\pm$ 0,32	1,03 $\pm$ 0,41	0,97 $\pm$ 0,57
	C	μV	3,56 $\pm$ 1,97	3,89 $\pm$ 1,83	6,00 $\pm$ 2,94	6,86 $\pm$ 2,78
		%MVC	1,15 $\pm$ 0,99	1,12 $\pm$ 0,64	1,17 $\pm$ 0,61	1,25 $\pm$ 0,80
m. MOS strona Pr	A	μV	2,83 $\pm$ 1,03	3,05 $\pm$ 0,83	5,51 $\pm$ 2,23	6,86 $\pm$ 2,67
		%MVC	1,77 $\pm$ 0,71	1,23 $\pm$ 0,63	1,33 $\pm$ 0,62	1,38 $\pm$ 0,70
	B	μV	2,69 $\pm$ 0,81	3,16 $\pm$ 0,98	4,97 $\pm$ 1,79	6,60 $\pm$ 2,43
		%MVC	1,37 $\pm$ 0,64	1,11 $\pm$ 0,46	1,12 $\pm$ 0,59	1,15 $\pm$ 0,53
	C	μV	3,71 $\pm$ 1,33	3,94 $\pm$ 2,25	6,45 $\pm$ 3,40	7,02 $\pm$ 2,58
		%MVC	1,36 $\pm$ 1,18	1,28 $\pm$ 1,12	1,25 $\pm$ 1,08	1,29 $\pm$ 1,07
cz. górna m. czw. strona Le	A	μV	3,34 $\pm$ 2,01	3,09 $\pm$ 0,71	5,69 $\pm$ 2,31	7,26 $\pm$ 3,82
		%MVC	2,47 $\pm$ 2,10	1,41 $\pm$ 1,18	1,50 $\pm$ 1,25	1,57 $\pm$ 1,68
	B	μV	3,21 $\pm$ 0,97	3,36 $\pm$ 1,15	6,54 $\pm$ 4,50	6,59 $\pm$ 3,07
		%MVC	2,25 $\pm$ 2,13	1,40 $\pm$ 0,92	1,39 $\pm$ 0,92	1,33 $\pm$ 0,89
	C	μV	2,19 $\pm$ 1,95	1,75 $\pm$ 1,03	1,68 $\pm$ 1,13	1,86 $\pm$ 1,24
		%MVC	1,58 $\pm$ 1,17	1,59 $\pm$ 1,08	1,42 $\pm$ 0,99	1,73 $\pm$ 1,28
cz. górna m. czw. strona Pr	A	μV	3,38 $\pm$ 1,34	3,39 $\pm$ 0,89	6,06 $\pm$ 2,97	7,12 $\pm$ 3,41
		%MVC	2,73 $\pm$ 1,95	1,54 $\pm$ 1,12	1,56 $\pm$ 1,09	1,65 $\pm$ 1,18
	B	μV	2,95 $\pm$ 0,75	3,63 $\pm$ 1,44	5,24 $\pm$ 2,26	6,72 $\pm$ 3,20
		%MVC	2,17 $\pm$ 1,49	1,51 $\pm$ 1,53	1,14 $\pm$ 0,59	1,33 $\pm$ 1,20
	C	μV	4,05 $\pm$ 1,80	4,12 $\pm$ 1,83	6,87 $\pm$ 3,46	6,72 $\pm$ 2,72
		%MVC	1,54 $\pm$ 1,57	1,35 $\pm$ 0,87	1,37 $\pm$ 0,77	1,32 $\pm$ 0,80

μV - mikrowolty, cz. górna m. czw. - część górna mięśnia czworobocznego grzbietu, m. MOS - mięsień mostkowo-Sobojczykowo-sutkowy, Pr - prawo, Le - lewo, $\bar{x}$ - wartość średnia, SD - odchylenie standardowe

Mięsień mostkowo-obończykowo-sutkowy (strona Le)

Wyniki analizy GLM wskazały na istotny wpływ czynnika czasu (pomiarów 1-4) dla aktywności bioelektrycznej w spoczynku m. MOS po stronie Le ($F(1,65; 251,32) = 9,794$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,085$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,80$). Ponadto wskazano interakcję pomiędzy czynnikiem grupy a czasem pomiaru ($F(4,79; 251,32) = 2,303$; $p = 0,048$; $\eta_p^2 = 0,042$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,75$), co wskazuje, że przebieg zmian w czasie był różny w poszczególnych grupach badanych.

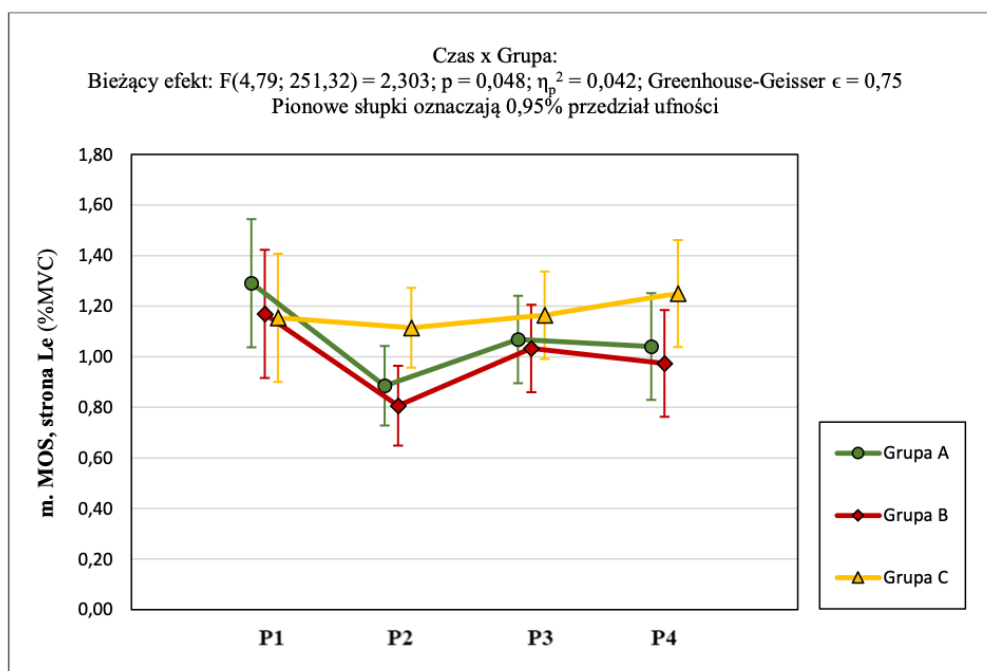
Analizy efektów prostych dla wielokrotnych porównań z zastosowaniem poprawki Bonferroniego wskazały, że aktywność tego mięśnia zmieniała się istotnie statystycznie w grupach A i B.

W grupie A analiza post hoc z poprawką Bonferroniego wskazała na istotnie statystycznie niższe wartości aktywności bioelektrycznej w spoczynku w pomiarze drugim w porównaniu do pomiaru pierwszego (o 0,406 %MVC). W pomiarze trzecim ponowny wzrost aktywności bioelektrycznej m. MOS po stronie Le (o 0,183 %MVC), co spowodowało, że różnice między pomiarem 1 i 3 nie były istotne statystycznie. W pomiarze 4 aktywność tego mięśnia nieznacznie spadła – do poziomu istotnych różnic w porównaniu do pomiaru 1 (wynik niższy o 0,251 %MVC).

Podobne zmiany wskazano w grupie B – w pomiarze drugim zanotowano niższą o 0,363 %MVC aktywność bioelektryczną w spoczynku m. MOS po stronie Le. Następnie w pomiarze trzecim wskazano wzrost tej zmiennej (o 0,226 %MVC), która utrzymała się w pomiarze czwartym. Poziom aktywności bioelektrycznej w spoczynku tego mięśnia w pomiarach trzecim oraz czwartym nie różnił się istotnie od baseline.

W grupie C nie zanotowano istotnych statystycznie różnic pomiędzy pomiarami w przypadku aktywności bioelektrycznej w spoczynku m. MOS po stronie Le ($p > 0,05$).

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 13a.



Rycina 31. Oszacowane średnie brzegowe aktywności bioelektrycznej m. MOS po stronie Le w spoczynku w badanych grupach

Analiza porównań międzygrupowych w poszczególnych punktach czasowych wskazała na istotne różnice w zarejestrowanej aktywności m. MOS po stronie Le w spoczynku pomiędzy grupami jedynie w pomiarze drugim, gdzie zanotowano istotnie niższe wartości (o 0,308 %MVC) w grupie B w porównaniu do grupy kontrolnej. Pomędzy pozostałymi pomiarami nie wskazano istotnych statystycznie różnic ($p > 0,05$).

Mięsień mostkowo-obojczykowo-sutkowy (strona Pr)

Wyniki analizy GLM wskazały na istotny wpływ czynnika czasu (pomiar 1-4) dla aktywności bioelektrycznej w spoczynku m. MOS po stronie Pr ($F(2,78; 292,06) = 19,174; p < 0,001; \eta_p^2 = 0,154; \text{Greenhouse-Geisser } \epsilon = 0,97$). Ponadto wskazano interakcję pomiędzy czynnikiem grupy a czasem pomiaru ($F(5,56; 292,06) = 3,396; p = 0,004; \eta_p^2 = 0,061; \text{Greenhouse-Geisser } \epsilon = 0,97$), co wskazuje, że przebieg zmian w czasie był różny w poszczególnych grupach badanych.

Analizy efektów prostych dla wielokrotnych porównań z zastosowaniem poprawki Bonferroniego wskazały, że aktywność bioelektryczna w spoczynku tego mięśnia zmieniła się istotnie statystycznie w grupach A i B.

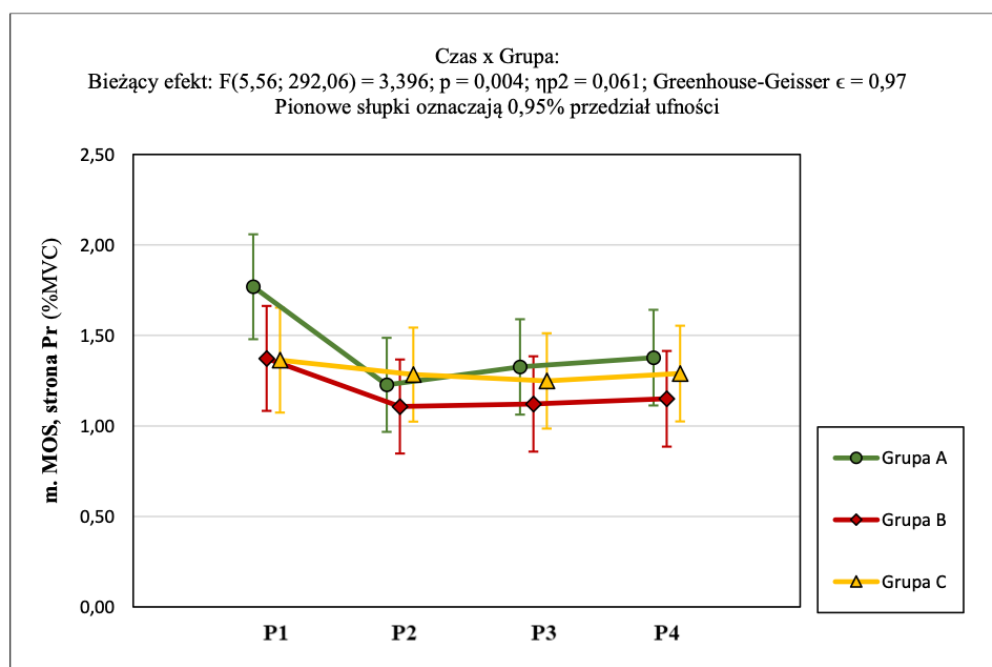
W grupie A analiza post hoc z poprawką Bonferroniego wskazała na istotną statystycznie redukcję aktywności bioelektrycznej spoczynkowej m. MOS po stronie Pr w porównaniu do pomiaru drugiego (o 0,542 %MVC), trzeciego (o 0,443 %MVC) oraz

czwartego (o 0,392 %MVC). Nie wskazano istotnych różnic pomiędzy pozostałymi pomiarami.

W grupie B zanotowano analogiczne zmiany – w pomiarze drugim (różnica wynosząca 0,266 %MVC), trzecim (różnica wynosząca 0,252 %MVC) oraz czwartym (różnica wynosząca 0,233 %MVC) wskazano istotnie statystycznie niższą aktywność bioelektryczną tego mięśnia w porównaniu do pomiaru pierwszego.

W grupie C nie zanotowano istotnych statystycznie różnic pomiędzy pomiarami ($p > 0,05$).

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 14a.



Rycina 32. Oszacowane średnie brzegowe aktywności bioelektrycznej m. MOS po stronie Pr w spoczynku w badanych grupach

Jednocześnie analiza porównań międzygrupowych w poszczególnych punktach czasowych nie wykazała istotnych różnic ($p > 0,05$ dla wszystkich porównań). Sugeruje to, że choć badany czynnik wywołał istotne przesunięcia w wybranych grupach ich skala nie była wystarczająca do zróżnicowania poziomów badanej zmiennej między grupami w żadnym z etapów badania.

Mięsień czworoboczny grzbietu (część górna, strona Le)

Wyniki analizy GLM wskazały na istotny wpływ czynnika czasu (pomiaru 1-4) dla aktywności bioelektrycznej w spoczynku cz. górnej m. czw. po stronie Le ($F(2,17; 228,32) = 13,554$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,114$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,72$). Ponadto wskazano interakcję pomiędzy czynnikiem grupy a czasem pomiaru ($F(4,35; 228,32) = 3,676$; $p = 0,005$; $\eta_p^2 = 0,065$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,72$), co wskazuje, że przebieg zmian w czasie był różny w poszczególnych grupach badanych.

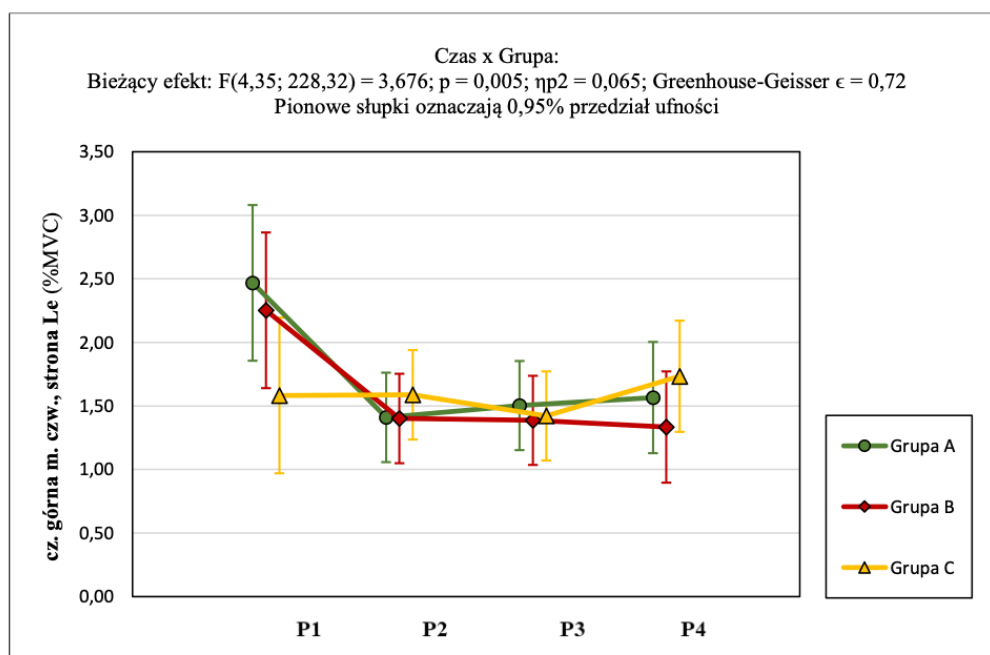
Analizy efektów prostych dla wielokrotnych porównań z zastosowaniem poprawki Bonferroniego wskazały, że aktywność spoczynkowa tego mięśnia zmieniła się istotnie statystycznie w grupach A i B.

W grupie A analiza post hoc z poprawką Bonferroniego wskazała na istotną statystycznie redukcję aktywności bioelektrycznej w spoczynku cz. górnej m. czw. po stronie Le w porównaniu do pomiaru drugiego (o 1,058 %MVC), trzeciego (o 0,965 %MVC) oraz czwartego (o 0,902 %MVC). Nie wskazano istotnych różnic pomiędzy pozostałymi pomiarami.

W grupie B zanotowano analogiczne zmiany – w pomiarze drugim (niższe o 0,851 %MVC), trzecim (niższe o 0,866 %MVC) oraz czwartym (niższe o 0,919 %MVC) wskazano istotnie statystycznie niższą aktywność bioelektryczną w spoczynku tego mięśnia w porównaniu do pomiaru pierwszego.

W grupie C nie zanotowano istotnych statystycznie różnic pomiędzy pomiarami ($p > 0,05$).

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 15a.



Rycina 33. Oszacowane średnie brzegowe aktywności bioelektrycznej cz. górnej m. czw. po stronie Le w spoczynku w badanych grupach

Jednocześnie analiza porównań międzygrupowych w poszczególnych punktach czasowych nie wykazała istotnych różnic ($p > 0,05$ dla wszystkich porównań). Sugeruje to, że choć badany czynnik wywołał istotne przesunięcia w wybranych grupach ich skala nie była wystarczająca do zróżnicowania poziomów badanej zmiennej między grupami w żadnym z etapów badania.

Mięsień czworoboczny grzbietu (część górna, strona Pr)

Wyniki analizy GLM wskazały na istotny wpływ czynnika czasu (pomiar 1-4) dla aktywności bioelektrycznej w spoczynku cz. górnej m. czw. po stronie Pr ($F(2,18; 229,23) = 20,281$; $p < 0,001$; $\eta^2_p = 0,162$; Greenhouse-Geisser $\epsilon = 0,73$). Ponadto wskazano interakcję pomiędzy czynnikiem grupy a czasem pomiaru ($F(4,36; 229,23) = 3,439$; $p = 0,008$; $\eta^2_p = 0,061$; Greenhouse-Geisser $\epsilon = 0,73$), co wskazuje, że przebieg zmian w czasie był różny w poszczególnych grupach badanych.

Wyniki analizy efektów prostych dla wielokrotnych porównań z zastosowaniem poprawki Bonferroniego ponownie wskazały, że aktywność spoczynkowa tego mięśnia zmieniała się istotnie statystycznie w grupach A i B.

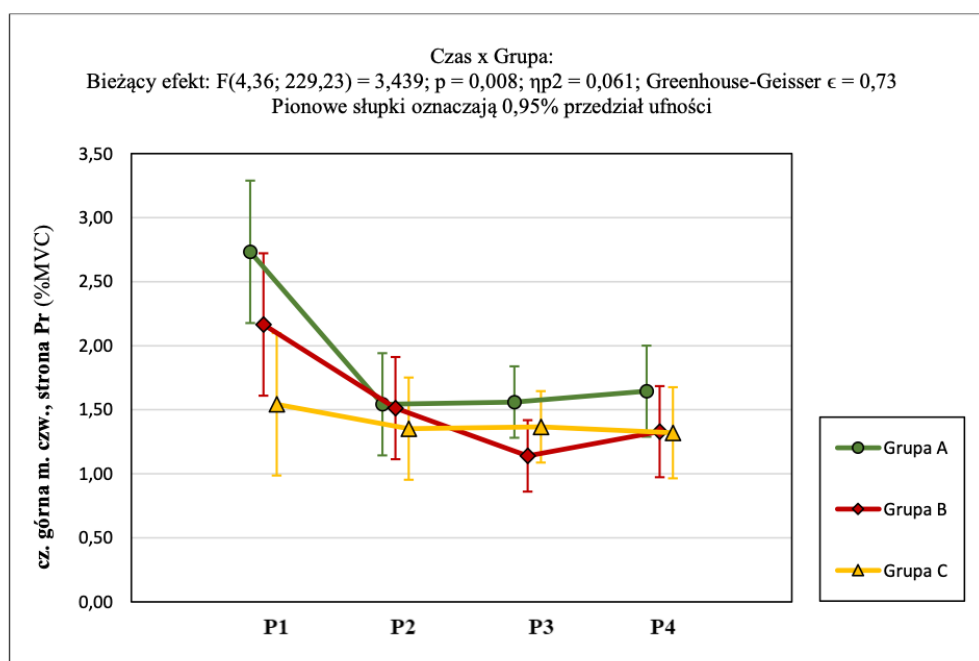
W grupie A analiza post hoc z poprawką Bonferroniego wskazała na istotną statystycznie redukcję aktywności bioelektrycznej w spoczynku cz. górnej m. czw. po stronie Pr w porównaniu do pomiaru drugiego (o 1,190 %MVC), trzeciego (o 1,173

%MVC) oraz czwartego (o 1,088 %MVC). Nie wskazano istotnych różnic pomiędzy pozostałymi pomiarami.

W grupie B zanotowano podobne zmiany jednak dopiero w pomiarze trzecim wskazano istotnie statystycznie niższe wartości aktywności bioelektrycznej w spoczynku cz. górnej m. czw. po stronie Pr (o 1,026 %MVC), które utrzymały się w pomiarze czwartym (różnica pomiar 1 vs 4 = 0,837 %MVC).

W grupie C nie zanotowano istotnych statystycznie różnic pomiędzy pomiarami ($p > 0,05$).

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 16a.



Rycina 34. Oszacowane średnie brzegowe aktywności bioelektrycznej cz. górnej m. czw. po stronie Pr w spoczynku w badanych grupach

Jednocześnie analiza porównań międzygrupowych w poszczególnych punktach czasowych poza omówionymi wcześniej różnicami pomiędzy grupami w pomiarze pierwszym, nie wykazała istotnych różnic ($p > 0,05$) w pomiarze drugim, trzecim oraz czwartym. Mając na uwadze istotne statystycznie różnice w *baseline* pomiędzy grupą A i C należy zachować szczególną ostrożność w czasie interpretacji uzyskanych wyników.

4.5.2. Pomiary aktywności bioelektrycznej wybranych mięśni podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie prawej

Wyniki analizy ANOVA odnosząca się do aktywności bioelektrycznej badanych mięśni podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie prawej zbadanej w pomiarze pierwszym wskazała na istotne statystycznie różnice pomiędzy badanymi grupami w poziomie aktywności bioelektrycznej cz. górnej m. czw. po stronie Pr ($F(2; 61,2) = 6,161; p = 0,004$). Wyniki testu post hoc wskazały na istotnie większą aktywność tego mięśnia (o 1,73 %MVC) w grupie A w porównaniu do grupy C.

Następnym krokiem było zastosowanie analiz GLM w celu zbadania zmian w czasie oraz interakcji grupa x czas.

Uzyskane wyniki $\bar{x} \pm SD$ dla poszczególnych pomiarów przedstawiono w Tabeli 12. Na rycinach 35, 36, 37, 38 przedstawiono oszacowane średnie brzegowe poszczególnych pomiarów aktywności bioelektrycznej podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie prawej badanych mięśni.

Tabela 12. Aktywność bioelektryczna mięśni podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie prawej

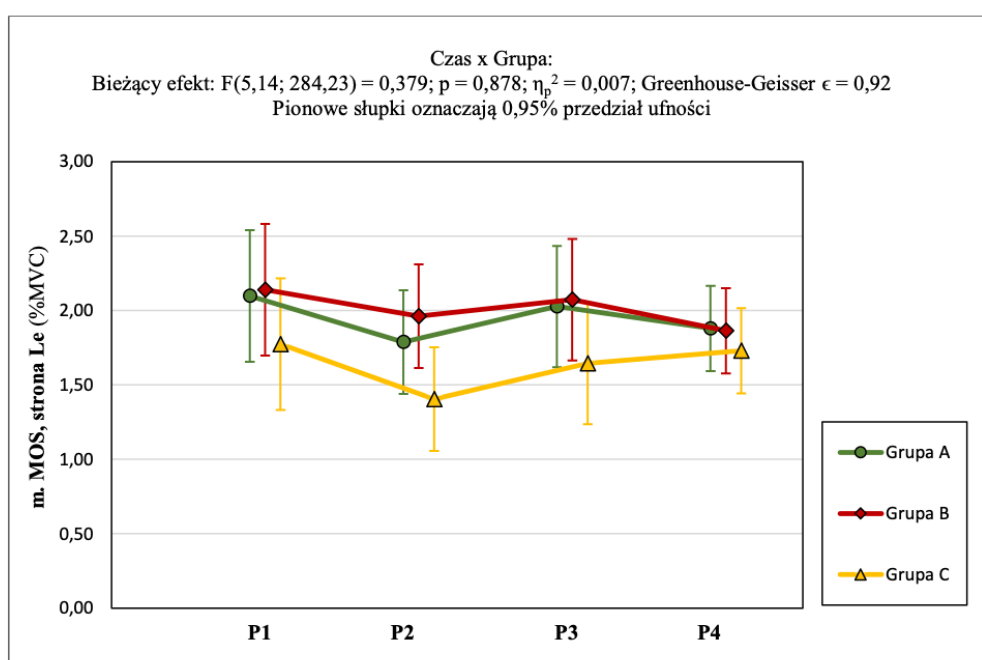
	Grupa		Pomiar 1 ($\bar{x} \pm SD$)	Pomiar 2 ($\bar{x} \pm SD$)	Pomiar 3 ($\bar{x} \pm SD$)	Pomiar 4 ($\bar{x} \pm SD$)
m. MOS strona Le	A	μV	5,62 $\pm$ 1,86	5,03 $\pm$ 1,43	6,34 $\pm$ 2,01	4,93 $\pm$ 1,65
		%MVC	2,10 $\pm$ 1,44	1,79 $\pm$ 0,95	2,03 $\pm$ 1,55	1,88 $\pm$ 0,83
	B	μV	6,17 $\pm$ 1,90	5,35 $\pm$ 1,53	6,34 $\pm$ 2,32	6,12 $\pm$ 1,45
		%MVC	2,14 $\pm$ 1,04	1,96 $\pm$ 1,40	2,07 $\pm$ 1,14	1,86 $\pm$ 0,87
	C	μV	4,94 $\pm$ 1,75	5,34 $\pm$ 1,23	6,34 $\pm$ 1,32	5,43 $\pm$ 1,64
		%MVC	1,77 $\pm$ 1,50	1,40 $\pm$ 0,69	1,64 $\pm$ 0,94	1,73 $\pm$ 0,90
m. MOS strona Pr	A	μV	35,34 $\pm$ 11,42	28,79 $\pm$ 10,42	28,43 $\pm$ 9,42	26,65 $\pm$ 9,59
		%MVC	10,64 $\pm$ 4,73	8,41 $\pm$ 3,47	8,91 $\pm$ 3,86	8,34 $\pm$ 3,29
	B	μV	30,53 $\pm$ 9,83	28,85 $\pm$ 10,64	27,64 $\pm$ 9,54	25,64 $\pm$ 8,27
		%MVC	9,25 $\pm$ 5,10	8,49 $\pm$ 3,85	7,85 $\pm$ 3,65	6,68 $\pm$ 3,20
	C	μV	35,45 $\pm$ 9,42	33,94 $\pm$ 8,44	30,23 $\pm$ 7,02	33,43 $\pm$ 9,53
		%MVC	8,96 $\pm$ 2,87	8,26 $\pm$ 3,16	8,52 $\pm$ 2,86	8,96 $\pm$ 3,27
cz. górna m. czw. strona Le	A	μV	8,34 $\pm$ 2,84	7,33 $\pm$ 2,43	8,78 $\pm$ 3,24	7,93 $\pm$ 2,01
		%MVC	2,88 $\pm$ 2,05	2,18 $\pm$ 1,82	2,23 $\pm$ 1,75	2,28 $\pm$ 1,74
	B	μV	6,43 $\pm$ 2,93	6,34 $\pm$ 2,53	7,42 $\pm$ 2,64	5,94 $\pm$ 2,01
		%MVC	2,89 $\pm$ 2,32	2,31 $\pm$ 1,73	2,06 $\pm$ 1,48	1,90 $\pm$ 1,33
	C	μV	5,04 $\pm$ 1,83	4,93 $\pm$ 1,98	5,12 $\pm$ 2,01	5,34 $\pm$ 2,10
		%MVC	2,19 $\pm$ 1,95	1,75 $\pm$ 1,03	1,68 $\pm$ 1,13	1,86 $\pm$ 1,24
cz. górna m. czw. strona Pr	A	μV	5,97 $\pm$ 2,92	6,01 $\pm$ 2,10	5,29 $\pm$ 1,03	6,30 $\pm$ 2,12
		%MVC	3,96 $\pm$ 3,26	2,55 $\pm$ 2,03	2,85 $\pm$ 2,01	3,28 $\pm$ 2,17
	B	μV	5,95 $\pm$ 2,73	5,01 $\pm$ 2,33	4,93 $\pm$ 1,93	5,23 $\pm$ 2,19
		%MVC	3,76 $\pm$ 3,28	2,75 $\pm$ 2,23	2,45 $\pm$ 1,57	2,27 $\pm$ 1,90
	C	μV	5,37 $\pm$ 1,88	5,92 $\pm$ 2,11	4,93 $\pm$ 1,99	5,32 $\pm$ 1,93
		%MVC	2,23 $\pm$ 1,55	2,04 $\pm$ 1,04	1,83 $\pm$ 0,87	2,14 $\pm$ 1,46

μV - mikrowolty, cz. górna m. czw. - część górna mięśnia czworobocznego grzbietu, m. MOS - mięsień mostkowo-
obojczykowo-sutkowy, Pr - prawo, Le - lewo, $\bar{x}$ - wartość średnia, SD - odchylenie standardowe

Mięsień mostkowo-obończykowo-sutkowy (strona Le)

Wyniki analizy GLM nie wskazały istotnego wpływu czynnika czasu (pomiarzy 1-4) dla aktywności bioelektrycznej m. MOS po stronie Le podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie prawej ($F(2,71; 284,23) = 2,025$; $p = 0,117$; $\eta_p^2 = 0,019$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,92$). Nie wskazano także istotnej interakcji pomiędzy czynnikiem grupy a czasem pomiaru ($F(5,14; 284,23) = 0,379$; $p = 0,878$; $\eta_p^2 = 0,007$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,92$).

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 17a.



Rycina 35. Oszacowane średnie brzegowe aktywności bioelektrycznej m. MOS po stronie Le podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie prawej

Mięsień mostkowo-obończykowo-sutkowy (strona Pr)

Wyniki analizy GLM wskazały na istotny wpływ czynnika czasu (pomiarzy 1-4) dla aktywności bioelektrycznej m. MOS po stronie Pr podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie prawej ($F(2,69; 282,85) = 9,168$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,080$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,90$). Ponadto wskazano interakcję pomiędzy czynnikiem grupy a czasem pomiaru ($F(5,39; 282,85) = 3,048$; $p = 0,009$; $\eta_p^2 = 0,055$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,90$), co wskazuje, że przebieg zmian w czasie był różny w poszczególnych grupach.

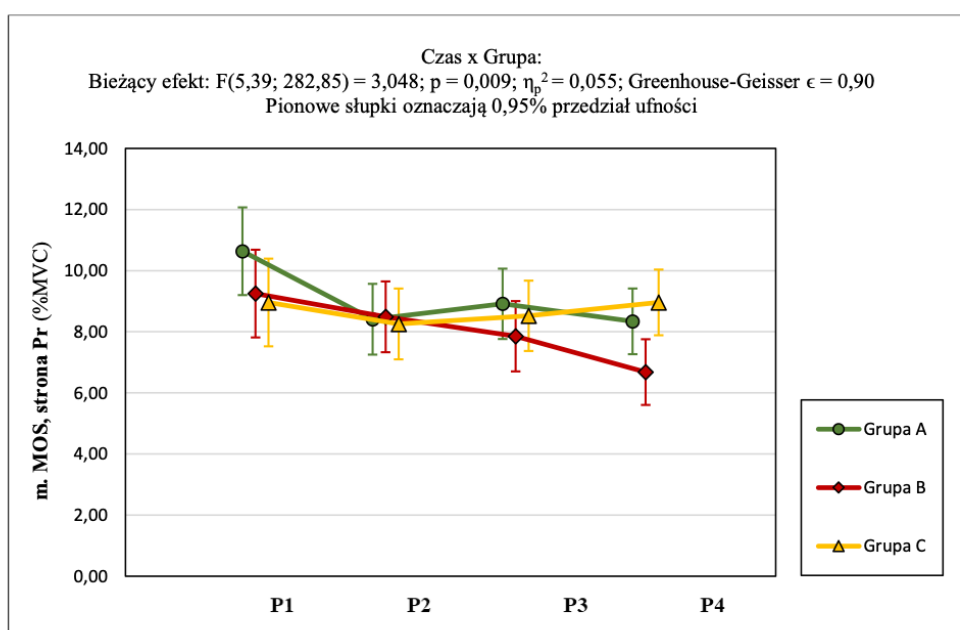
Analizy efektów prostych dla wielokrotnych porównań z zastosowaniem poprawki Bonferroniego wskazały, że aktywność tego mięśnia podczas wykonywania ruchu zmieniała się istotnie statystycznie w grupach A i B.

W grupie A analiza post hoc z poprawką Bonferroniego wskazała na istotną statystycznie redukcję aktywności bioelektrycznej m. MOS po stronie Pr (podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie prawej) w porównaniu do pomiaru drugiego (o 2,23 %MVC) oraz czwartego (o 2,294 %MVC). Nie wskazano istotnych różnic pomiędzy pomiarem pierwszym i trzecim ($p > 0,05$).

W grupie B zanotowano powolny spadek aktywności tego mięśnia w pomiarze trzecim oraz czwartym, który nie był istotny statystycznie ($p > 0,05$), dopiero istotne różnice zanotowano w przypadku różnic między pomiarem pierwszym i czwartym, gdzie w pomiarze czwartym wartości były niższe o 2,57 %MVC.

W grupie C nie zanotowano istotnych statystycznie różnic pomiędzy pomiarami ($p > 0,05$).

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 18a.



Rycina 36. Oszacowane średnie brzegowe aktywności bioelektrycznej m. MOS po stronie Pr podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie prawej

Analiza porównań międzygrupowych w poszczególnych punktach czasowych wykazała istotne statystycznie różnice w pomiarze czwartym. Wyniki testu post hoc wskazały na istotnie niższą aktywność bioelektryczną m. MOS po stronie Pr podczas

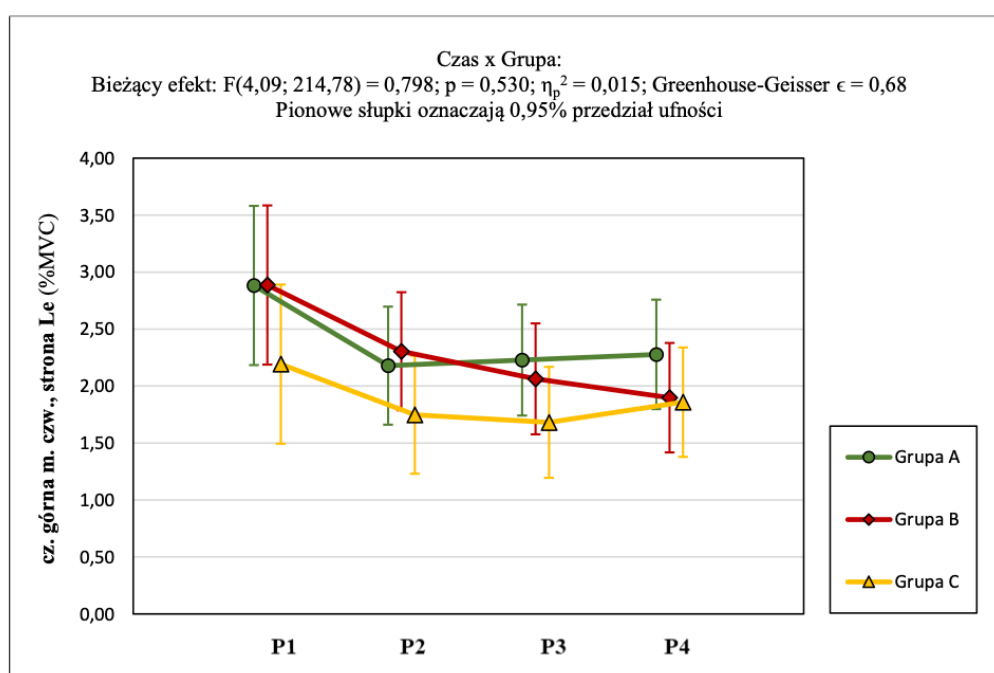
wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie prawej w grupie B o 2,28 %MVC w porównaniu do grupy kontrolnej.

Mięsień czworoboczny grzbietu (część górna, strona Le)

Wyniki analizy GLM wskazały na istotny wpływ czynnika czasu (pomiarów 1-4) dla aktywności bioelektrycznej cz. górnej m. czw. po stronie Le podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie prawej ($F(2,05; 214,78) = 9,915; p < 0,001; \eta_p^2 = 0,086; \text{Greenhouse-Geisser } \epsilon = 0,68$). Nie wskazano natomiast interakcji pomiędzy czynnikiem grupy a czasem pomiaru ($F(4,09; 214,78) = 0,798; p = 0,530; \eta_p^2 = 0,015; \text{Greenhouse-Geisser } \epsilon = 0,68$), co wskazuje, że przebieg zmian w czasie był podobny w poszczególnych grupach.

Analizy efektów prostych dla wielokrotnych porównań z zastosowaniem poprawki Bonferroniego (dla całej próby badanych) wskazały, że aktywność tego mięśnia uległa istotnej redukcji w pomiarze drugim, w następnych pomiarach efekt się utrzymywał.

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 19a.



Rycina 37. Oszacowane średnie brzegowe aktywności bioelektrycznej cz. górnej m. czw. po stronie Le podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie prawej

Mięsień czworoboczny grzbietu (część górna, strona Pr)

Wyniki analizy GLM wskazały na istotny wpływ czynnika czasu (pomiar 1-4) dla aktywności bioelektrycznej cz. górnej m. czw. po stronie Pr podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie prawej ($F(2,19; 229,72) = 10,132; p < 0,001; \eta_p^2 = 0,088; \text{Greenhouse-Geisser } \epsilon = 0,73$). Ponadto wskazano istotną statystycznie interakcję pomiędzy czynnikiem grupy a czasem pomiaru ($F(4,38; 229,72) = 2,467; p = 0,041; \eta_p^2 = 0,045; \text{Greenhouse-Geisser } \epsilon = 0,73$), co wskazuje, że przebieg zmian w czasie był zróżnicowany w poszczególnych grupach.

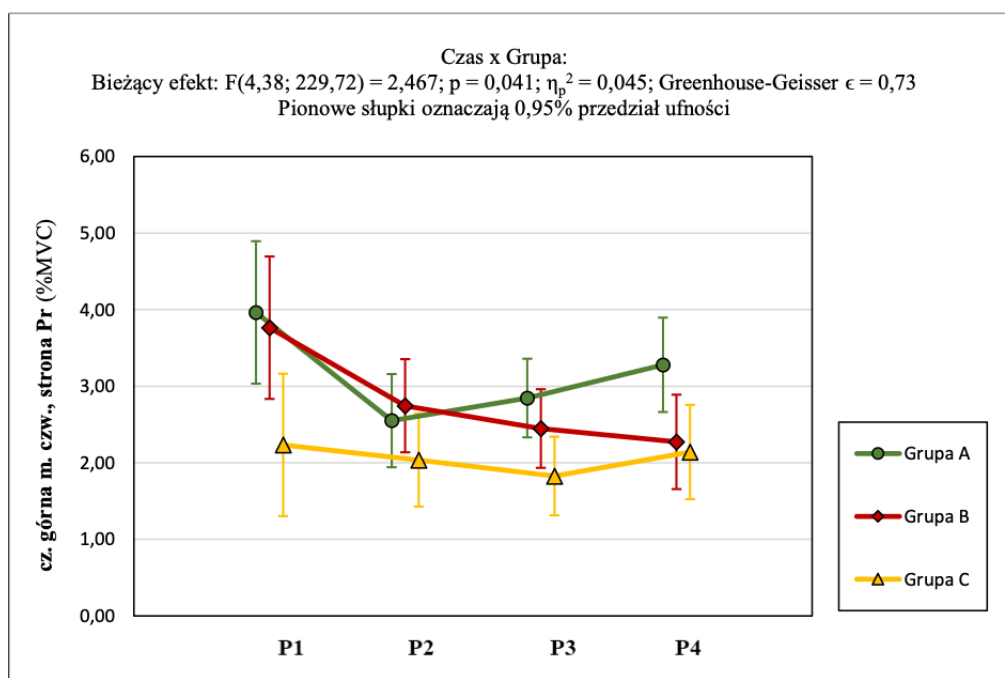
Analizy efektów prostych dla wielokrotnych porównań z zastosowaniem poprawki Bonferroniego wskazały, że aktywność tego mięśnia zmieniała się istotnie statystycznie w grupach A i B.

W grupie A analiza post hoc z poprawką Bonferroniego wskazała na istotną statystycznie redukcję aktywności bioelektrycznej cz. górnej m. czw. po stronie Pr (podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie prawej) w porównaniu do pomiaru drugiego (o 1,41 %MVC) oraz trzeciego (o 1,12 %MVC). Nie wskazano istotnych różnic pomiędzy pomiarem pierwszym i czwartym ($p > 0,05$).

W grupie B także zanotowano spadek aktywności tego mięśnia – w pomiarze drugim zanotowano redukcję o 1,02 %MVC, która utrzymywała się w kolejnych pomiarach tj. trzecim (pomiar 1 vs pomiar 3 = 1,02 %MVC) oraz czwartym (pomiar 1 vs pomiar 4 = 1,49).

W grupie C nie zanotowano istotnych statystycznie różnic pomiędzy pomiarami ($p > 0,05$).

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 20a.



Rycina 38. Oszacowane średnie brzegowe wyników cz. górnej m. czw. po stronie Pr podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie prawej

W przypadku tej zmiennej należy zwrócić uwagę na fakt, że analiza porównań międzygrupowych w poszczególnych punktach czasowych wskazała istotne różnice między grupami w *baseline* – o czym wspomniano wcześniej. Zaobserwowana w pomiarze pierwszym różnica między grupą A i C (grupa A z istotnie wyższymi wynikami o 1,73 %MVC) wystąpiła także w pomiarze trzecim (o 1,02 %MVC) oraz czwartym (o 1,14 %MVC). Pomiedzy pozostałymi grupami nie wskazano istotnych różnic.

4.5.3. Pomiary aktywności bioelektrycznej wybranych mięśni podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie lewej

Wyniki analizy ANOVA odnoszącej się do aktywności bioelektrycznej badanych mięśni podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie lewej zbadanej w pomiarze pierwszym wskazała na istotne statystycznie różnice pomiędzy badanymi grupami w poziomie aktywności m. MOS po stronie Le w trakcie skurczu jednostronnego m. MOS po stronie lewej ($F(2; 61,2) = 6,175$; $p = 0,003$). Wyniki testu post hoc wskazały na istotnie większą aktywność tego mięśnia w grupie A (o 2,49 %MVC) oraz B (o 3,16 %MVC) w porównaniu do grupy C.

Następnym krokiem było zastosowanie analiz GLM w celu zbadania zmian w czasie oraz interakcji grupa x czas. Na rycinach 39, 40, 41, 42 przedstawiono oszacowane średnie brzegowe poszczególnych pomiarów aktywności bioelektrycznej podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie lewej badanych mięśni.

Uzyskane wyniki $\bar{x} \pm SD$ dla poszczególnych pomiarów przedstawiono w Tabeli 13.

Tabela 13. Aktywność bioelektryczna mięśni podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie lewej

	Grupa	Pomiar 1 ($\bar{x} \pm SD$)	Pomiar 2 ($\bar{x} \pm SD$)	Pomiar 3 ($\bar{x} \pm SD$)	Pomiar 4 ($\bar{x} \pm SD$)
m. MOS strona Le	A	μV	30,44 $\pm$ 16,61	25,14 $\pm$ 13,4	26,36 $\pm$ 13,77
		%MVC	9,83 $\pm$ 3,61	6,90 $\pm$ 2,33	7,42 $\pm$ 2,45
	B	μV	32,47 $\pm$ 14,56	27,6 $\pm$ 13,06	29,78 $\pm$ 13,51
		%MVC	10,5 $\pm$ 4,69	8,33 $\pm$ 4,01	8,70 $\pm$ 3,69
	C	μV	25,84 $\pm$ 12,13	27,19 $\pm$ 12,44	22,73 $\pm$ 9,74
		%MVC	7,34 $\pm$ 3,79	7,07 $\pm$ 2,82	6,50 $\pm$ 2,97
m. MOS strona Pr	A	μV	5,54 $\pm$ 1,75	5,02 $\pm$ 2,06	5,04 $\pm$ 1,34
		%MVC	2,10 $\pm$ 1,03	1,83 $\pm$ 0,91	1,80 $\pm$ 0,70
	B	μV	6,39 $\pm$ 2,92	6,95 $\pm$ 3,20	5,85 $\pm$ 2,12
		%MVC	2,35 $\pm$ 1,45	2,03 $\pm$ 1,88	1,76 $\pm$ 0,76
	C	μV	5,48 $\pm$ 2,18	5,59 $\pm$ 2,74	6,38 $\pm$ 5,93
		%MVC	1,89 $\pm$ 1,24	1,73 $\pm$ 1,29	1,89 $\pm$ 1,67
cz. górna m. czw. strona Le	A	μV	13,97 $\pm$ 8,55	12,6 $\pm$ 7,05	12,73 $\pm$ 6,96
		%MVC	3,88 $\pm$ 2,89	2,73 $\pm$ 1,85	2,93 $\pm$ 2,12
	B	μV	13,03 $\pm$ 7,88	11,09 $\pm$ 6,67	12,95 $\pm$ 7,22
		%MVC	3,56 $\pm$ 2,67	2,99 $\pm$ 2,03	2,72 $\pm$ 1,70
	C	μV	12,11 $\pm$ 8,56	11,32 $\pm$ 6,00	10,8 $\pm$ 5,95
		%MVC	2,90 $\pm$ 2,07	2,52 $\pm$ 1,59	2,39 $\pm$ 1,61
cz. górna m. czw. strona Pr	A	μV	9,28 $\pm$ 5,40	8,35 $\pm$ 3,33	8,52 $\pm$ 4,36
		%MVC	2,25 $\pm$ 1,94	1,37 $\pm$ 0,72	1,45 $\pm$ 0,89
	B	μV	10,91 $\pm$ 5,66	8,44 $\pm$ 3,14	8,43 $\pm$ 3,09
		%MVC	2,49 $\pm$ 1,74	1,96 $\pm$ 1,62	1,53 $\pm$ 0,89
	C	μV	9,07 $\pm$ 4,32	8,62 $\pm$ 3,35	8,95 $\pm$ 3,54
		%MVC	1,95 $\pm$ 1,42	1,81 $\pm$ 1,46	1,82 $\pm$ 1,41

μV - mikrowolty, cz. górna m. czw. - część górna mięśnia czworobocznego grzbietu, m. MOS - mięsień mostkowo-obończykowo-sutkowy, Pr - prawo, Le - lewo, $\bar{x}$ - wartość średnia, SD - odchylenie standardowe

Mięsień mostkowo-obojczykowo-sutkowy (strona Le)

Wyniki analizy GLM wskazały istotny statystycznie wpływ czynnika czasu (pomiar 1-4) dla aktywności bioelektrycznej m. MOS po stronie Le podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie lewej ($F(2,27; 240,08) = 18,480; p < 0,001; \eta_p^2 = 0,150; \text{Greenhouse-Geisser } \epsilon = 0,76$). Wskazano także istotnej interakcji pomiędzy czynnikiem grupy a czasem pomiaru ($F(4,57; 240,08) = 2,417; p = 0,042; \eta_p^2 = 0,044; \text{Greenhouse-Geisser } \epsilon = 0,76$), co wskazuje, że przebieg zmian w czasie był zróżnicowany w poszczególnych grupach.

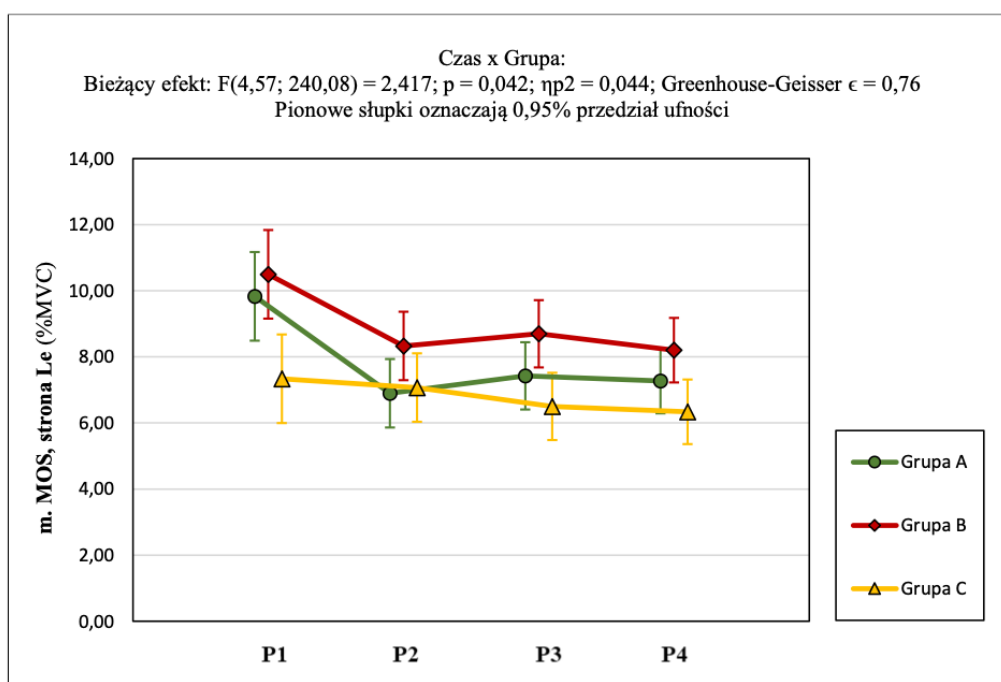
Analizy efektów prostych dla wielokrotnych porównań z zastosowaniem poprawki Bonferroniego wskazały, że aktywność bioelektryczna tego mięśnia zmieniła się istotnie statystycznie w grupach A i B.

W grupie A analiza post hoc z poprawką Bonferroniego wskazała na istotną statystycznie redukcję aktywności m. MOS po stronie Le (podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie lewej) w porównaniu do pomiaru drugiego (o 2,93 %MVC), trzeciego (o 2,41 %MVC) oraz czwartego (o 2,56 %MVC).

W grupie B także zanotowano spadek aktywności tego mięśnia – w pomiarze drugim zanotowano redukcję o 2,17 %MVC, która utrzymywała się w kolejnych pomiarach tj. trzecim (pomiar 1 vs pomiar 3 = 1,80 %MVC) oraz czwartym (pomiar 1 vs pomiar 4 = 2,30 %MVC).

W grupie C nie zanotowano istotnych statystycznie różnic pomiędzy pomiarami ($p > 0,05$).

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 21a.



Rycina 39. Oszacowane średnie brzegowe aktywności bioelektrycznej m. MOS po stronie Le podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie lewej

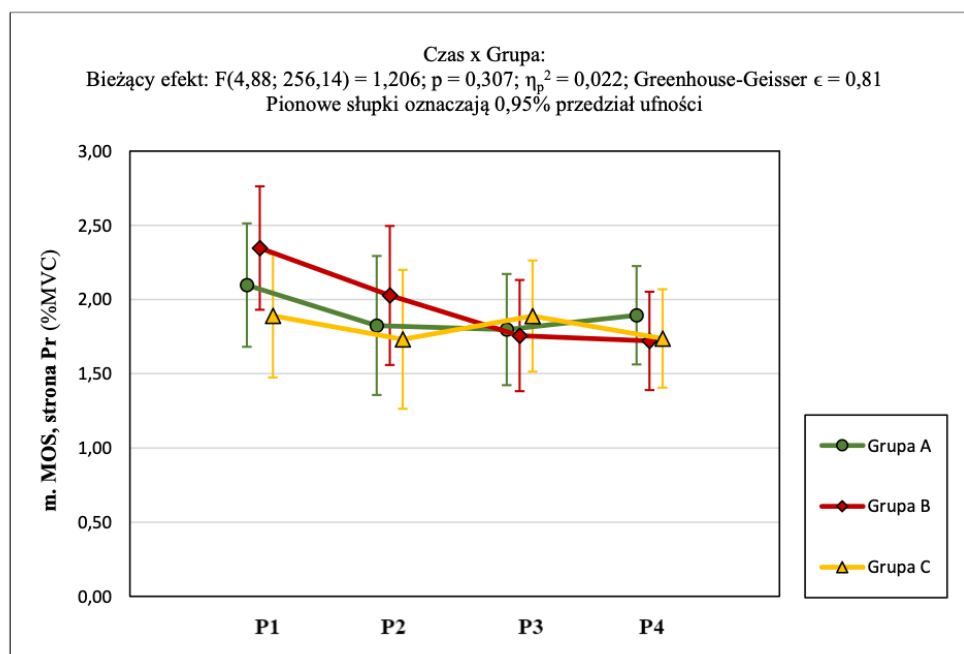
W przypadku tej zmiennej należy zwrócić uwagę na fakt, że analiza porównań międzygrupowych w poszczególnych punktach czasowych wskazała istotne statystycznie różnice między grupami w *baseline* – o czym wspomniano wcześniej. Zaobserwowana w pomiarze pierwszym różnica między grupą A i C (grupa A z istotnie wyższymi wynikami o 2,49 %MVC) wystąpiła także w pomiarze trzecim (o 2,20 %MVC) oraz czwartym (o 1,85 %MVC). Pomiedzy pozostałymi grupami nie wskazano istotnych różnic.

Mięsień mostkowo-obojczykowo-sutkowy (strona Pr)

Wyniki analizy GLM wskazały istotny statystycznie wpływ czynnika czasu (pomiar 1-4) dla aktywności bioelektrycznej m. MOS po stronie Pr podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie lewej ($F(2,44; 256,14) = 3,386$; $p = 0,012$; $\eta_p^2 = 0,34$; Greenhouse-Geisser $\epsilon = 0,81$). Nie wskazano natomiast istotnej interakcji pomiędzy czynnikiem grupy a czasem pomiaru ($F(4,88; 256,14) = 1,206$; $p = 0,307$; $\eta_p^2 = 0,022$; Greenhouse-Geisser $\epsilon = 0,81$), co wskazuje, że przebieg zmian w czasie nie był zróżnicowany w poszczególnych grupach.

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 22a.

Analizy efektów prostych dla wielokrotnych porównań z zastosowaniem poprawki Bonferroniego wskazały, że aktywność bioelektryczna tego mięśnia uległa istotnej redukcji pomiędzy pomiarem pierwszym, a trzecim (o 0,30 %MVC) i czwartym (o 0,33 %MVC).



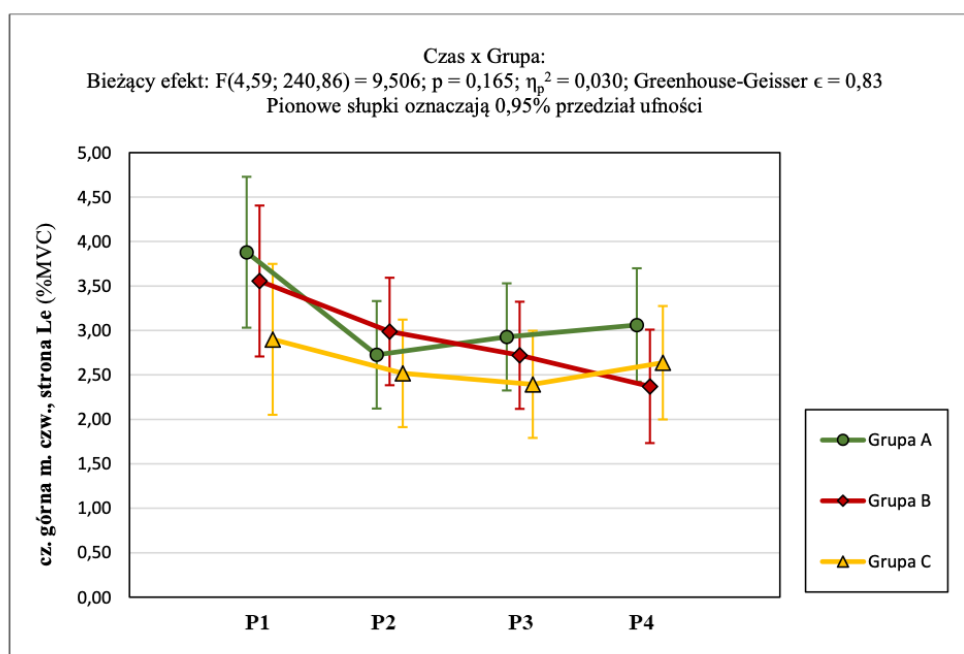
Rycina 40. Oszacowane średnie brzegowe wyników m. MOS po stronie Pr podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie lewej

Mięsień czworoboczny grzbietu (część górna, strona Le)

Wyniki analizy GLM wskazały istotny statystycznie wpływ czynnika czasu (pomiar 1-4) dla aktywności bioelektrycznej cz. górnej m. czw. po stronie Le podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie lewej ($F(2,29; 240,86) = 9,506$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,83$; Greenhouse-Geisser $\epsilon = 0,76$). Nie wskazano natomiast istotnej interakcji pomiędzy czynnikiem grupy a czasem pomiaru ($F(4,59; 240,86) = 9,506$; $p = 0,165$; $\eta_p^2 = 0,030$; Greenhouse-Geisser $\epsilon = 0,83$), co wskazuje, że przebieg zmian w czasie nie był zróżnicowany w poszczególnych grupach.

Analizy efektów prostych dla wielokrotnych porównań z zastosowaniem testu Tukey'a wskazały, że aktywność bioelektryczna tego mięśnia była istotnie statystycznie wyższa w pomiarze pierwszym w porównaniu do pomiaru drugiego (o 0,70 %MVC), trzeciego (o 0,76 %MVC) oraz czwartego (o 0,76 %MVC).

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 23a.



Rycina 41. Oszacowane średnie brzegowe aktywności bioelektrycznej cz. górnej m. czw. po stronie Le podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie lewej

Mięsień czworoboczny grzbietu (część górna, strona Pr)

Wyniki analizy GLM wskazały istotny statystycznie wpływ czynnika czasu (pomiarów 1-4) dla aktywności bioelektrycznej cz. górnej m. czw. po stronie Pr podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie lewej ($F(2,64; 277,23) = 8,918$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,088$; Greenhouse-Geisser $\epsilon = 0,88$). Wskazano także istotną interakcję pomiędzy czynnikiem grupy a czasem pomiaru ($F(5,28; 277,23) = 2,561$; $p = 0,025$; $\eta_p^2 = 0,047$; Greenhouse-Geisser $\epsilon = 0,88$), co wskazuje, że przebieg zmian w czasie był zróżnicowany w poszczególnych grupach.

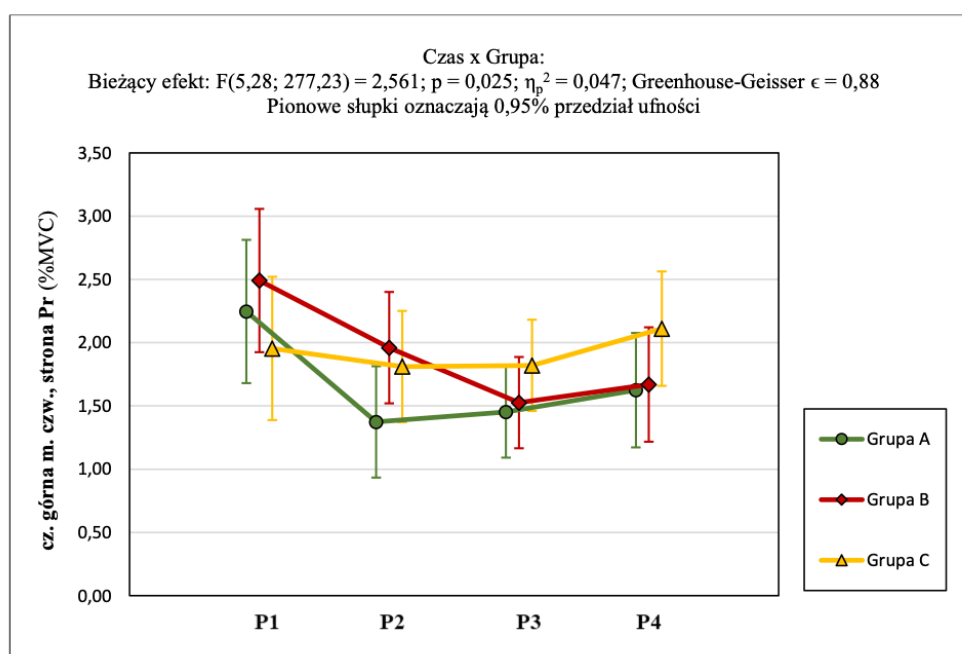
Analizy efektów prostych dla wielokrotnych porównań z zastosowaniem poprawki Bonferroniego wskazały, że aktywność bioelektryczna tego mięśnia zmieniła się istotnie statystycznie w grupach A i B.

W grupie A analiza post hoc z poprawką Bonferroniego wskazała na istotną statystycznie redukcję aktywności bioelektrycznej cz. górnej m. czw. po stronie Pr (podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie lewej) w porównaniu do pomiaru drugiego (o 0,87 %MVC), trzeciego (o 0,79 %MVC). Nie wskazano różnic pomiędzy pomiarem trzecim i czwartym.

W grupie B także zanotowano spadek aktywności tego mięśnia. W pomiarze drugim pomimo, że można zaobserwować niższe wartości w porównaniu do pomiaru pierwszego to nie wskazano aby były one istotne statystycznie ($p > 0,05$). Dopiero w pomiarze trzecim wskazano istotną redukcję aktywności tego mięśnia w stosunku do pomiaru pierwszego (o 0,97 %MVC), która utrzymywała się w pomiarze czwartym (pomiar 1 vs pomiar 4 = 0,82 %MVC).

W grupie C nie zanotowano istotnych statystycznie różnic pomiędzy pomiarami ($p > 0,05$).

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 24a.



Rycina 42. Oszacowane średnie brzegowe wyników cz. górnej m. czw. po stronie Pr podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie lewej

Jednocześnie analiza porównań międzygrupowych w poszczególnych punktach czasowych nie wykazała istotnych różnic ($p > 0,05$ dla wszystkich porównań). Sugeruje to, że choć badany czynnik wywołał istotne przesunięcia w wybranych grupach ich skala nie była wystarczająca do zróżnicowania poziomów badanej zmiennej między grupami w żadnym z etapów badania.

4.5.4. Pomiary aktywności bioelektrycznej wybranych mięśni podczas wykonywania ruchu unoszenia barków

Wyniki analizy ANOVA odnoszącej się do aktywności bioelektrycznej badanych mięśni podczas wykonywania ruchu unoszenia barków (zaangażowanie cz. górnej m. czw.) zbadanej w pomiarze pierwszym wskazała na istotne statystycznie różnice pomiędzy badanymi grupami w poziomie aktywności m. MOS po stronie Le ($F(2; 61,2) = 7,492; p = 0,001$) oraz m. MOS po stronie Pr ($F(2; 61,2) = 6,910; p = 0,002$). Wyniki testów post hoc wskazały na istotnie większą aktywność tych mięśni w grupie A w porównaniu do grupy C (m. MOS po stronie Le wyższe wyniki o 1,05 %MVC; SCM RT wyższe wyniki o 0,96 %MVC) oraz B (m. MOS po stronie Pr wyższe wyniki o 0,94 %MVC).

Następnym krokiem było zastosowanie analiz GLM w celu zbadania zmian w czasie oraz interakcji grupa x czas.

Uzyskane wyniki $\bar{x} \pm SD$ dla poszczególnych pomiarów przedstawiono w Tabeli 14. Na rycinach 43, 44, 45, 46 przedstawiono oszacowane średnie brzegowe poszczególnych pomiarów aktywności bioelektrycznej podczas wykonywania ruchu unoszenia barków badanych mięśni.

Tabela 14. Aktywność bioelektryczna mięśni podczas wykonywania ruchu unoszenia barków (zaangażowanie górnej części m. czworobocznego grzbietu)

	Grupa	Pomiar 1 ($\bar{x} \pm SD$)	Pomiar 2 ($\bar{x} \pm SD$)	Pomiar 3 ($\bar{x} \pm SD$)	Pomiar 4 ($\bar{x} \pm SD$)
m. MOS strona Le	A μV %MVC	5,70 $\pm$ 2,04	5,44 $\pm$ 2,22	5,63 $\pm$ 2,25	5,65 $\pm$ 2,14
		2,82 $\pm$ 1,28	2,00 $\pm$ 0,92	2,09 $\pm$ 1,25	2,00 $\pm$ 0,86
	B μV %MVC	5,85 $\pm$ 2,55	5,53 $\pm$ 2,24	5,16 $\pm$ 2,40	5,46 $\pm$ 2,60
		2,23 $\pm$ 1,69	2,00 $\pm$ 1,35	1,96 $\pm$ 0,89	2,08 $\pm$ 1,06
	C μV %MVC	5,68 $\pm$ 2,44	6,24 $\pm$ 2,69	6,06 $\pm$ 3,07	6,81 $\pm$ 2,36
		1,77 $\pm$ 1,00	1,75 $\pm$ 0,85	2,16 $\pm$ 1,16	2,13 $\pm$ 1,01
m. MOS strona Pr	A μV %MVC	5,77 $\pm$ 2,17	5,50 $\pm$ 2,44	4,47 $\pm$ 2,64	5,61 $\pm$ 2,91
		3,03 $\pm$ 1,35	2,24 $\pm$ 1,19	2,06 $\pm$ 0,97	2,20 $\pm$ 0,97
	B μV %MVC	6,33 $\pm$ 2,50	8,67 $\pm$ 3,20	6,41 $\pm$ 2,32	7,27 $\pm$ 3,38
		2,09 $\pm$ 0,77	2,38 $\pm$ 3,55	1,92 $\pm$ 0,86	2,20 $\pm$ 1,22
	C μV %MVC	6,78 $\pm$ 3,83	5,80 $\pm$ 2,73	6,92 $\pm$ 3,67	6,86 $\pm$ 2,82
		2,07 $\pm$ 1,58	1,77 $\pm$ 1,49	2,27 $\pm$ 2,01	2,31 $\pm$ 1,84
cz. górna m. czw. strona Le	A μV %MVC	47,23 $\pm$ 38,46	44,71 $\pm$ 22,06	53,80 $\pm$ 31,33	51,58 $\pm$ 28,18
		12,19 $\pm$ 5,11	8,99 $\pm$ 3,59	9,93 $\pm$ 4,37	9,10 $\pm$ 4,01
	B μV %MVC	51,11 $\pm$ 38,23	38,82 $\pm$ 17,35	40,02 $\pm$ 22,21	46,54 $\pm$ 21,38
		11,88 $\pm$ 5,23	9,60 $\pm$ 4,04	9,58 $\pm$ 3,91	10,45 $\pm$ 4,86
	C μV %MVC	51,41 $\pm$ 41,57	51,16 $\pm$ 42,44	59,33 $\pm$ 38,34	51,57 $\pm$ 37,22
		10,51 $\pm$ 3,73	10,17 $\pm$ 4,00	10,38 $\pm$ 4,75	9,93 $\pm$ 4,54
cz. górna m. czw. strona Pr	A μV %MVC	59,35 $\pm$ 38,89	57,63 $\pm$ 38,28	63,81 $\pm$ 40,29	64,62 $\pm$ 45,88
		13,02 $\pm$ 3,25	8,60 $\pm$ 3,13	9,47 $\pm$ 3,68	10,45 $\pm$ 3,46
	B μV %MVC	65,14 $\pm$ 39,42	50,50 $\pm$ 29,00	55,10 $\pm$ 24,56	63,99 $\pm$ 34,31
		12,57 $\pm$ 5,04	8,56 $\pm$ 3,51	9,16 $\pm$ 3,92	10,02 $\pm$ 4,11
	C μV %MVC	53,49 $\pm$ 35,54	52,17 $\pm$ 32,62	51,12 $\pm$ 31,40	58,87 $\pm$ 34,80
		11,21 $\pm$ 6,13	9,47 $\pm$ 3,48	10,35 $\pm$ 4,25	10,29 $\pm$ 3,52

μV - mikrowolty, cz. górna m. czw. - część górna mięśnia czworobocznego grzbietu, m. MOS - mięsień mostkowo-obojęzyczny-sutkowy, Pr - prawo, Le - lewo, $\bar{x}$ - wartość średnia, SD - odchylenie standardowe

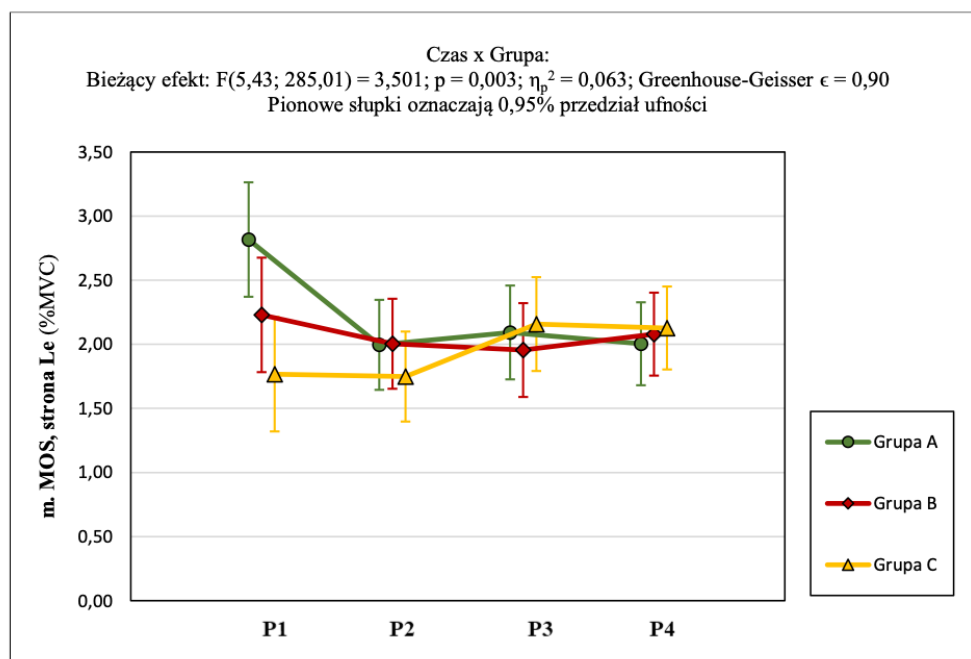
Mięsień mostkowo-obojczykowo-sutkowy (strona Le)

Wyniki analizy GLM wskazały istotny statystycznie wpływ czynnika czasu (pomiar 1-4) dla aktywności bioelektrycznej m. MOS po stronie Le podczas wykonywania ruchu unoszenia barków ($F(2,71; 285,01) = 2,840$; $p = 0,043$; $\eta_p^2 = 0,026$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,90$). Wskazano także istotnej interakcji pomiędzy czynnikiem grupy a czasem pomiaru ($F(5,43; 285,01) = 3,501$; $p = 0,003$; $\eta_p^2 = 0,063$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,90$), co wskazuje, że przebieg zmian w czasie był zróżnicowany w poszczególnych grupach.

Analizy efektów prostych dla wielokrotnych porównań z zastosowaniem poprawki Bonferroniego wskazały, że aktywność tego mięśnia zmieniała się istotnie statystycznie jedynie w grupie A. Analiza post hoc z poprawką Bonferroniego wskazała na istotną statystycznie redukcję aktywności bioelektrycznej m. MOS po stronie Le w pomiarze drugim (o 0,82 %MVC), która utrzymała się w pomiarze trzecim (pomiar 1 – pomiar 3 = o 0,72 %MVC) oraz czwartym (pomiar 1 – pomiar 4 = o 0,81 %MVC).

W grupie B i C nie zanotowano istotnych statystycznie różnic pomiędzy pomiarami ($p > 0,05$).

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 25a.



Rycina 43. Oszacowane średnie brzegowe wyników m. MOS po stronie Le podczas wykonywania ruchu unoszenia barków

W przypadku tej zmiennej należy zwrócić uwagę na fakt, że analiza porównań międzygrupowych w poszczególnych punktach czasowych wskazała istotne różnice między grupami w *baseline* – o czym wspomniano wcześniej. Zaobserwowana w pomiarze pierwszym różnica między grupą A i C (grupa A z istotnie wyższymi wynikami o 1,05 %MVC) nie występowała w późniejszych pomiarach. Pomiędzy pozostałymi grupami nie wskazano istotnych różnic.

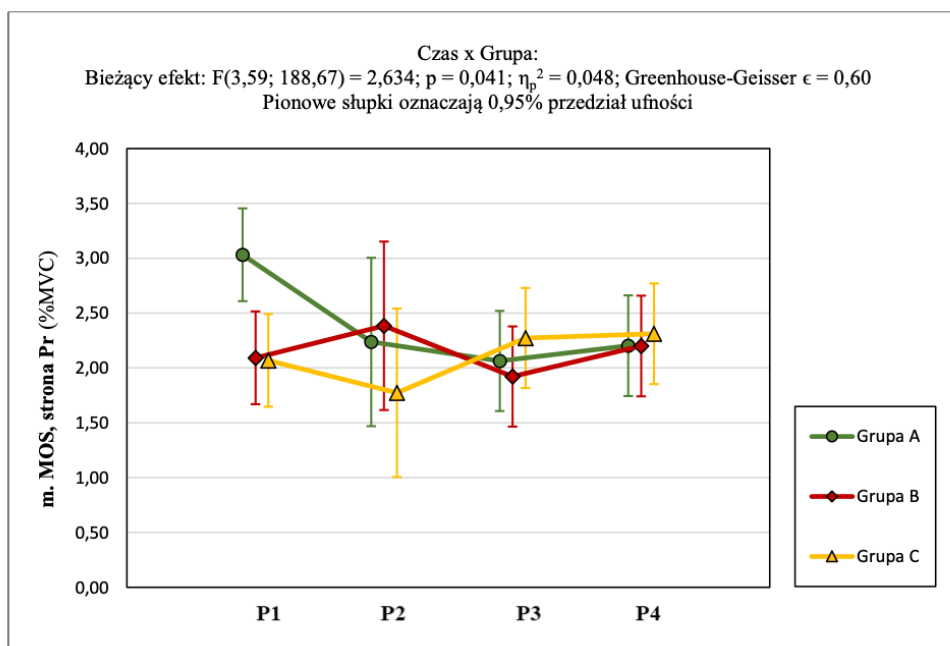
Mięsień mostkowo-obończykowo-sutkowy (strona Pr)

Wyniki analizy GLM nie wskazały istotnego statystycznie wpływu czynnika czasu (pomiar 1-4) dla aktywności bioelektrycznej m. MOS po stronie Pr podczas wykonywania ruchu unoszenia barków ($F(1,80; 188,67) = 1,301; p = 0,274; \eta_p^2 = 0,012$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,60$). Wskazano natomiast istotną statystycznie interakcję pomiędzy czynnikiem grupy a czasem pomiaru ($F(3,59; 188,67) = 2,634; p = 0,041; \eta_p^2 = 0,048$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,60$), co wskazuje, że przebieg zmian w czasie był zróżnicowany w poszczególnych grupach.

Analizy efektów prostych dla wielokrotnych porównań z zastosowaniem poprawki Bonferroniego wskazały, że aktywność bioelektryczna tego mięśnia zmieniła się istotnie statystycznie jedynie w grupie A. Analiza post hoc z poprawką wskazała na istotną statystycznie redukcję aktywności m. MOS po stronie Pr w pomiarze trzecim w porównaniu do pomiaru pierwszego (o 0,968 %MVC). Wyniki ten utrzymał się w pomiarze czwartym (pomiar 1 – pomiar 4 = o 0,83 %MVC). Nie wskazano istotnej różnicy pomiędzy pomiarem pierwszym i drugim ($p > 0,05$).

W grupie B i C nie zanotowano istotnych statystycznie różnic pomiędzy pomiarami ($p > 0,05$).

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 26a.



Rycina 44. Oszacowane średnie brzegowe wyników m. MOS po stronie Pr podczas wykonywania ruchu unoszenia barków

W przypadku tej zmiennej należy zwrócić uwagę na fakt, że analiza porównań międzygrupowych w poszczególnych punktach czasowych wskazała istotne różnice między grupami w *baseline* – o czym wspomniano wcześniej. Zaobserwowana w pomiarze pierwszym różnica między grupą A a grupami B i C (grupa A z istotnie wyższymi wynikami o 0,94 %MVC w porównaniu do grupy B i o 0,963 %MVC w porównaniu do grupy C) nie występowała w późniejszych pomiarach. Pomędzy pozostałymi grupami nie wskazano istotnych różnic.

Mięsień czworoboczny grzbietu (część górna, strona Le)

Wyniki analizy GLM wskazały na istotny statystycznie wpływ czynnika czasu (pomiar 1-4) dla aktywności bioelektrycznej cz. górnej m. czw. po stronie Le podczas wykonywania ruchu unoszenia barków ($F(2,60; 272,53) = 9,545$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,083$; Greenhouse-Geisser $\epsilon = 0,86$). Ponadto wskazano na istotną statystycznie interakcję pomiędzy czynnikiem grupy a czasem pomiaru ($F(5,19; 272,53) = 2,282$; $p = 0,045$; $\eta_p^2 = 0,042$; Greenhouse-Geisser $\epsilon = 0,86$), co wskazuje, że przebieg zmian w czasie był zróżnicowany w poszczególnych grupach.

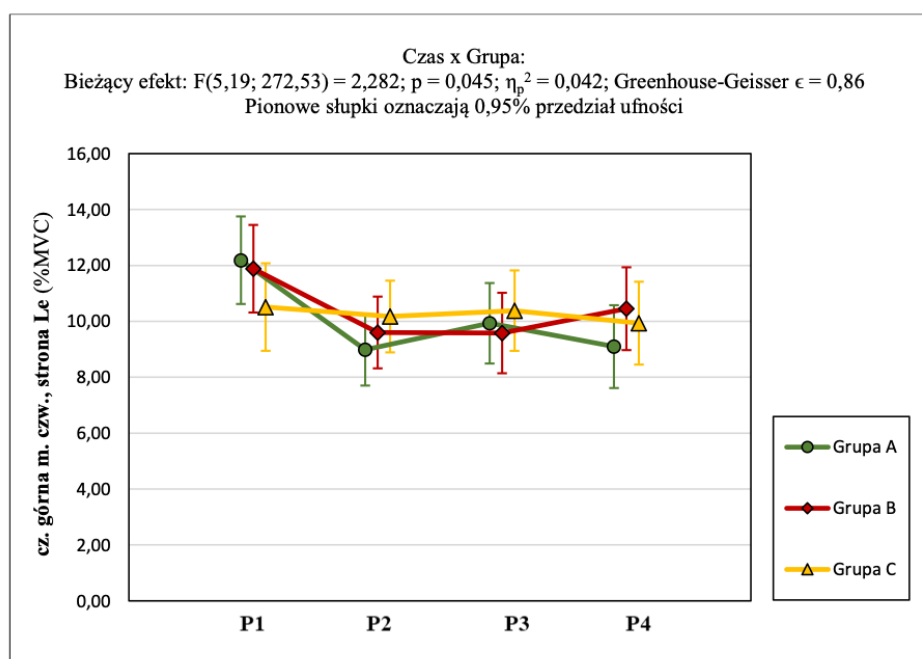
Analizy efektów prostych dla wielokrotnych porównań z zastosowaniem poprawki Bonferroniego wskazały, że aktywność tego mięśnia zmieniła się istotnie statystycznie w grupach A i B.

W grupie A analiza post hoc z poprawką Bonferroniego wskazała na istotną statystycznie redukcję aktywności bioelektrycznej cz. górnej m. czw. po stronie Le (podczas wykonywania ruchu unoszenia barków) w porównaniu do pomiaru drugiego (o 3,20 %MVC), trzeciego (o 2,26 %MVC) oraz czwartego (o 3,09 %MVC).

W grupie B także zanotowano spadek aktywności bioelektrycznej tego mięśnia. W drugim pomiarze zaobserwowano niższe wartości w porównaniu do pomiaru pierwszego (o 2,28 %MVC). Także zanotowano istotnie niższe wartości w pomiarze trzecim w porównaniu do pomiaru pierwszego (o 2,30 %MVC). Nie zanotowano istotnych różnic pomiędzy pomiarem pierwszym i czwartym ($p > 0,05$).

W grupie C nie zanotowano istotnych statystycznie różnic pomiędzy pomiarami ($p > 0,05$).

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 27a.



Rycina 45. Oszacowane średnie brzegowe wyników cz. górnej m. czw. po stronie Le podczas wykonywania ruchu unoszenia barków

Jednocześnie analiza porównań międzygrupowych w poszczególnych punktach czasowych nie wykazała istotnych różnic ($p > 0,05$ dla wszystkich porównań). Sugeruje to, że choć badany czynnik wywołał istotne przesunięcia w wybranych grupach ich skala

nie była wystarczająca do zróżnicowania poziomów badanej zmiennej między grupami w żadnym z etapów badania.

Mięsień czworoboczny grzbietu (część górna, strona Pr)

Wyniki analizy GLM wskazały na istotny statystycznie wpływ czynnika czasu (pomiaru 1-4) dla aktywności bioelektrycznej cz. górnej m. czw. po stronie Pr podczas wykonywania ruchu unoszenia barków ($F(2,66; 279,73) = 28,431; p < 0,001; \eta_p^2 = 0,213$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,89$). Ponadto wskazano na istotną statystycznie interakcję pomiędzy czynnikiem grupy a czasem pomiaru ($F(5,33; 279,73) = 2,282; p = 0,050; \eta_p^2 = 0,040$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,89$), co wskazuje, że przebieg zmian w czasie był zróżnicowany w poszczególnych grupach.

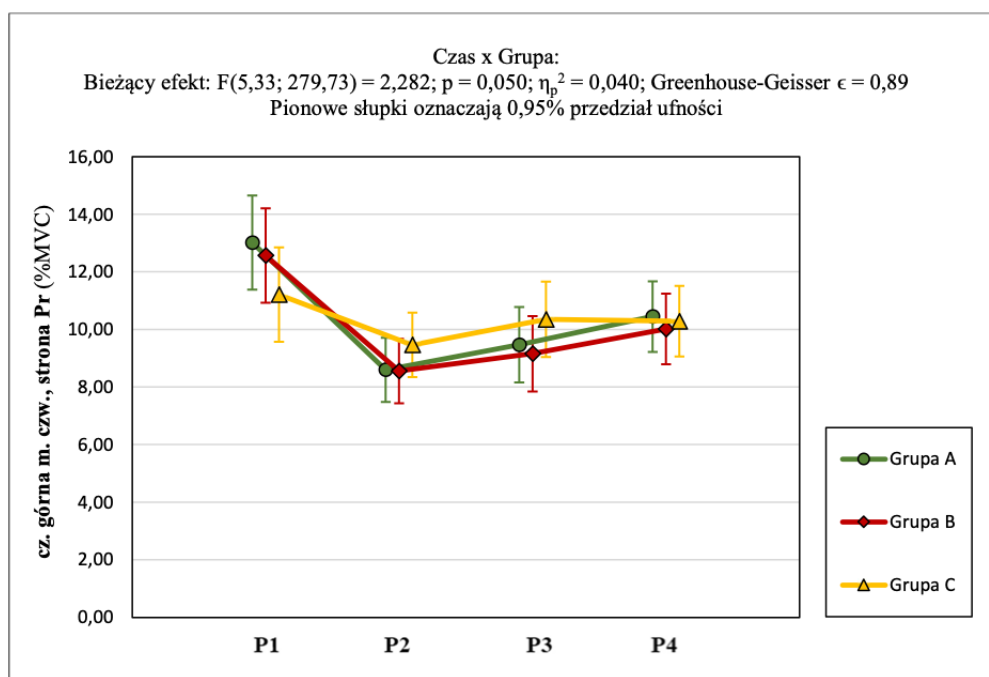
Analizy efektów prostych dla wielokrotnych porównań z zastosowaniem poprawki Bonferroniego wskazały, że aktywność tego mięśnia zmieniła się istotnie statystycznie w grupach A i B.

W grupie A analiza post hoc z poprawką Bonferroniego wskazała na istotną statystycznie redukcję aktywności bioelektrycznej cz. górnej m. czw. po stronie Pr (podczas wykonywania ruchu unoszenia barków) w porównaniu do pomiaru drugiego (o 4,42 %MVC), trzeciego (o 3,55 %MVC) oraz czwartego (o 2,57 %MVC).

W grupie B także zanotowano spadek aktywności bioelektrycznej tego mięśnia w kolejnych pomiarach w odniesieniu do pomiaru pierwszego: w pomiarze drugim o 4,00 %MVC, w pomiarze trzecim o 3,41 %MVC) oraz w pomiarze czwartym o 2,55 %MVC.

W grupie C nie zanotowano istotnych statystycznie różnic pomiędzy pomiarami ($p > 0,05$).

Szczegółowe zestawienie poszczególnych pomiarów w badanych grupach przedstawiono w Aneksie w Tabeli 28a.



Rycina 46. Oszacowane średnie brzegowe wyników cz. górnej m. czw. po stronie Pr podczas wykonywania ruchu unoszenia barków

Jednocześnie analiza porównań międzygrupowych w poszczególnych punktach czasowych nie wykazała istotnych różnic ($p > 0,05$ dla wszystkich porównań). Sugeruje to, że choć badany czynnik wywołał istotne przesunięcia w wybranych grupach ich skala nie była wystarczająca do zróżnicowania poziomów badanej zmiennej między grupami w żadnym z etapów badania.

5. Dyskusja

Ból odcinka szyjnego kręgosłupa z uwagi na wzrost częstości jego występowania uznaje się za chorobę cywilizacyjną. Odczuwanie dolegliwości bólowych kręgosłupa szyjnego należy do kluczowych obciążeń dla jakości życia oraz dobrego samopoczucia. W literaturze podkreśla się go jako jedno z najczęstszych zaburzeń mięśniowo-szkieletowych z częstością występowania w przeciągu życia od 48 do 70% populacji [98]. W 2019 roku jego wskaźnik występowania wynosił 27,0 na 1000 osób [99]. Powyższe dane wskazują, że jest to istotny problem zdrowotny wymagający szczegółowych badań. Ból kręgosłupa szyjnego może mieć charakter krótkotrwały i ustępować samoistnie. Jednak coraz częściej przeradza się on w przewlekłą, utrudniającą codzienne funkcjonowanie dolegliwość, która wymaga kompleksowego leczenia. W praktyce fizjoterapeutycznej u tego typu osób można zaobserwować występujące ograniczenia związane z długotrwałym pozostawianiem w jednej pozycji, prowadzeniem samochodu, a nawet wykonywaniem codziennych prostych czynności. Obserwuje się, że dolegliwości te w dużym stopniu zmniejszają aktywność zawodową oraz rekreacyjną, prowadząc do obniżenia sprawności funkcjonalnej.

W badaniach własnych, w przeciągu pierwszego tygodnia trwania projektu zrekrutowano 210 studentów uczelni wyższych z dolegliwościami bólowymi kręgosłupa C, co może świadczyć o wysokiej skali występowania problemu w badanej populacji. Warto podkreślić, że do projektu naukowego zakwalifikowano osoby w przedziale wiekowym od 19 do 26 lat, które w tak młodym wieku odczuwały dolegliwości bólowe w badanym obszarze ciała. Jeżeli ten problem zdrowotny występuje już w młodszej populacji, to warto jest sobie zadać pytanie, jakie konsekwencje można przewidywać w funkcjonowaniu psychofizycznym w kolejnych latach.

Sugeruje się, że nieprawidłowa postawa głowy może stanowić przyczynę występowania dolegliwości bólowych kręgosłupa C. Ustawienie w protrakcji może być skutkiem zbyt częstego i długotrwałego korzystania z technologicznych urządzeń takich jak telefony. Wyniki badań Dareh-deh i wsp. wykazały, że u osób z chronicznym bólem kręgosłupa często obserwuje się osłabienie mm. głębokich zginaczy szyi, w konsekwencji wpływając na nieprawidłową pracę takich mięśni jak m. MOS oraz m. PP [100].

Niektórzy badacze sugerują, że częste występowanie dolegliwości bólowych kręgosłupa szyjnego jest powiązane z długotrwałą pracą w pozycji siedzącej [101]. Z kolei badania prowadzone przez Alhakami i wsp. w grupie pracowników Ministerstwa Zdrowia wykazały, że 41,8% uczestników zgłosiło brak możliwości wykonywania pracy

zawodowej dłużej niż od 1 do 7 dni [102]. W związku z powyższym, może to wskazywać na obciążający charakter pracy w medycznym sektorze, który wiąże się z wymuszonymi pozycjami ciała, obciążeniami fizycznymi oraz występowaniem stresu.

Jednym z mechanizmów odpowiadającym za pojawienie się dolegliwości bólowych odcinka szyjnego kręgosłupa jest ZBMP. Należy on do najczęstszych przyczyn dolegliwości bólowych dotyczących narządu ruchu. Ponadto, według doniesień literatury ból mięśniowo-powięziowy występuje u 54,6% osób z przewlekłym bólem kręgosłupa szyjnego oraz głowy i często obserwowany u osób między 27, a 50 rokiem życia [103]. Świadczy to o istotnym obciążeniu zdrowotnym, co podkreśla konieczność poszukiwania efektywnych metod terapeutycznych.

W badaniu przeprowadzonym w ramach niniejszej pracy na 163 osoby w wieku 19-26 lat zgłaszających chęć udziału w projekcie naukowym, aż u 127 osób spełniających kryterium dolegliwości bólowych po badaniu palpacyjnym potwierdzono występowanie utajonych mięśniowo-powięziowych punktów spustowych w mięśniu mostkowo-obończykowo-sutkowym, co stanowiło 77,9% tej grupy. Obecność MPPS nie stanowiła wspólnej części dla wszystkich osób zgłaszających dolegliwości bólowe, jednak można zauważyć, że dotyczyła większej liczby osób.

W prospektywnym badaniu przekrojowym Cerezo-Téllez i wsp. obejmującym 224 uczestników ze zdiagnozowanymi wcześniej niespecyficznymi dolegliwościami kręgosłupa szyjnego wykazano, że u 100% osób zaobserwowano MPPS [104]. Co więcej, dane z badań populacyjnych potwierdzają, że MPPS stwierdza się aż u 85% populacji ogólnej [105]. Z kolei zdaniem Galasso i wsp. określenie częstości występowania bólu mięśniowo-powięziowego pozostaje trudne do oszacowania z uwagi na brak jednolitych diagnostycznych kryteriów [106].

W badaniach własnych oceniano w jaki sposób utajone MPPS m. mostkowo-obończykowo-sutkowego oddziałują na górną część mięśnia czworobocznego grzbietu. Mięsień MOS odkrywa ważną rolę w prawidłowym funkcjonowaniu szyjnego odcinka kręgosłupa. Coraz więcej badaczy dostrzega związek funkcjonalny pomiędzy mięśniami obręczy barkowej, a mięśniami odcinka szyjnego kręgosłupa. W przeglądzie systematycznym przeprowadzonym przez Lluch i wsp. zaobserwowano, że MPPS częściej występują u osób z dolegliwościami bólowymi kręgosłupa C i najczęściej zlokalizowane są w cz. górnej m. czworobocznego, mm. podpotylicznych oraz w m. dźwigaczu łopatki [107]. Uzyskane wyniki badań własnych są częściowo zbieżne z doniesieniami prezentowymi przez autorów. Po przeprowadzeniu interwencji na m.

MOS w niektórych mierzonych parametrach uzyskane zmiany dotyczyły także cz. górnej m. czworobocznego. Można więc przypuszczać, że mięśnie te mają wspólny udział w powstawaniu dolegliwości bólowych kręgosłupa szyjnego.

Występowanie MPPS może dotyczyć również osób zdrowych bez zgłaszanych dolegliwości bólowych. Appasamy i wsp. zaobserwowali częstość występowania utajonych MPPS barkowej w grupie osób zdrowych, młodych dorosłych na poziomie 45-55% populacji [108]. Zbieżnych wyników dostarczyły badania Grieve i wsp., w których analizowano częstość występowania utajonych MPPS w innej lokalizacji u zdrowych osób w średnim wieku (29,7 lat) [109].

Badacze wykazują również obecność MPPS w grupach z dysfunkcją narządu ruchu o różnej etiologii np. z ogniskowym uszkodzeniem mózgu. Villafañe i wsp. do badań zakwalifikowali osoby po przebytym udarze mózgu ze zgłaszanymi dolegliwościami bólowymi obszaru stawu ramiennie-łopatkowego. Wynik badań autorów wskazują, że częstość występowania MPPS u tej grupie badanej jest wysoka. Procentowe występowanie utajonych MPPS wynosiło w m. nadgrzebieniowym 68%, m. podgrzebieniowym 92%, m. obłym mniejszym 40%, a w górnej cz. m. czworobocznego 62%. Aktywne MPPS obecne były w m. nadgrzebieniowym w 34%, m. podgrzebieniowym w 50%, m. obłym mniejszym w 12%, natomiast w górnej cz. m. czworobocznego w 20%. Autorzy podkreślają związek między MPPS, a nasileniem dolegliwości bólowych oraz stanem funkcjonalnym kończyny górnej w przebadanej populacji [110]. Konfrontując wyniki dostępne w literaturze oraz własne można stwierdzić, iż MPPS mogą występować w każdej grupie wiekowej i są związane z dysfunkcjami o różnej etiologii.

Interesujące obserwacje prezentują badania prowadzone przez Ishiki i wsp., w których autorzy oceniali ZBMP u pacjentów onkologicznych. W badaniach zaobserwowali, że w grupie 34 pacjentów aż u 40% występował ZBMP. Wyniki autorów mogą stanowić w przyszłości podstawę do precyzyjniejszego doboru terapii u tej grupy badanej oraz stosowania terapii wspomagającej leczenie przeciwbólowe [111]. Zbieżne wyniki prezentują inni badacze [112,113].

Stres psychiczny może prowadzić do występowania różnych objawów mięśniowych poprzez aktywację osi podwzgórze-przysadka-nadnercza oraz układu współczulnego. W wyniku zwiększonego wydzielania hormonów stresu, takich jak adrenalina i kortyzol, dochodzi do wzrostu napięcia mięśniowego oraz utrzymywania mięśni w napięciu. Niektórzy autorzy wiążą występowanie MPPS z poziomem odczuwanego stresu.

W badaniach przeprowadzonych wśród studentów kierunku Nauk o Zdrowiu zaobserwowano częste występowanie MPPS w mięśniach obręczy barkowej istotnie skorelowane z obecnością stresu [114]. Zbieżne stanowisko prezentuje Widyadharm, który podkreśla opinie badaczy licznych regionów świata sugerując istotny związek między występowaniem MPPS wśród studentów kierunków medycznych, a podwyższonym poziomem stresu [115].

Odmienne wyniki wykazują badania Ribeiro i wsp. sugerując ograniczone dowody potwierdzające częste występowanie aktywnych oraz utajonych MPPS u osób z dolegliwościami bólowymi w obrębie kręgosłupa C oraz obręczy barkowej. Taki wniosek autorów w przeprowadzonym przeglądzie systematycznym wynika przede wszystkim z ograniczonej liczby dostępnych analiz, zbyt małej liczebności osób uczestniczących w badaniach, jak również ograniczeń metodologicznych. Autorzy sugerują, że zasadne wydaje się prowadzenie dalszych badań w tym kierunku [116].

W oparciu o doniesienia naukowe można stwierdzić, że dolegliwości bólowe kręgosłupa C często korelują z obniżeniem jakości życia. Przewlekły ból znacznie ogranicza sprawność fizyczną, utrudnia wykonywanie codziennych czynności oraz może wpływać na funkcjonowanie psychiczne. Obserwuje się zwiększone ryzyko objawów lękowych, obniżenia nastroju oraz zaburzeń snu. W konsekwencji może prowadzić to do pogorszenia ogólnego dobrostanu fizycznego, psychicznego i społecznego, stanowiącego podstawowe komponenty jakości życia [117]. We własnym projekcie naukowym zaobserwowano istotną poprawę jakości życia ocenianej za pomocą kwestionariusza SF-36 polskiej wersji w grupach, w których zastosowano interwencję. Zaobserwowane zmiany w sumarycznym wyniku kwestionariusza SF-36 mogą sugerować istotny wpływ przeprowadzonych interwencji, jednoznacznie wskazując, że dynamika zmian w dwóch grupach interwencyjnych była bardzo podobna. W grupie kontrolnej nie odnotowano takich zmian. Warto podkreślić, że potencjalne różnice i interakcje mogą być wynikiem różnic wyjściowych występujących w grupach, jednak głównym celem analizy było zbadanie ich dynamiki i przebiegu w czasie, a nie porównanie poziomu wyjściowego. Ta sugestia może być istotna podczas interpretacji wyników badań.

Podobne stanowisko dotyczące jakości życia badanej kwestionariuszem SF-36 prezentują inni badacze [118,119]. Również badania Brodsky i wsp., wskazują na poprawę jakości życia we wszystkich ocenianych aspektach u osób z przewlekłymi dolegliwościami bólowymi kręgosłupa C pochodzenia mięśniowo-powięziowego [120]. Należy zaznaczyć, że w badaniach własnych oceniano jakość życia u młodych osób, które

teoretycznie nie powinny doświadczać dużych ograniczeń funkcjonalnych. Można zatem rozważyć, czy zaobserwowane zmiany u uczestników przystępujących do badań mogą sugerować w przyszłości występowanie poważniejszych zaburzeń zdrowotnych. Warto zastanowienia jest w jaki sposób można temu zapobiegać już w początkowych etapach.

W celu oceny poziomu dolegliwości bólowych kręgosłupa szyjnego w prezentowanym projekcie naukowym zastosowano VAS. Skala ta jest powszechnie stosowana przez autorów w licznych badaniach klinicznych, co świadczy o przydatności jej jako narzędzia oceniającego natężenie bólu na różnych etapach jego eskalacji [121]. Warto wskazać badania Begum i Hossain, którzy przeprowadzili krytyczny przegląd literatury dotyczący trafności oraz rzetelności VAS potwierdzając jednoznacznie, że skala ta może być stosowana w praktyce klinicznej [122]. Ponadto niektórzy autorzy wskazują, że wizualna skala analogowa może być wykorzystywana do ocen dolegliwości bólowych zarówno w fazie przewlekłej, jak i ostrej [123].

W badaniach własnych 70 spośród 108 badanych osób (64,8%) określiło dolegliwości kręgosłupa szyjnego o nasileniu ≥ 5 punktów w VAS, co może świadczyć o dużej skali występowania problemu w badanej populacji. Zaobserwowano istotny wpływ czynnika czasu w zmniejszeniu dolegliwości bólowych, jednak nie wykazano istotnych różnic między grupami w tym aspekcie. Pomimo braku istotnych różnic pomiędzy grupami średnie wartości wskazują na większą tendencję spadkową w grupie z TRP połączonej z TEM wraz z zastosowaniem ćwiczeń na odcinek C kręgosłupa (grupa A), jak i w grupie z wykonywanymi jedynie ćwiczeniami (grupa B) w porównaniu z grupą kontrolną. Ponadto w ostatnim pomiarze obie grupy interwencyjne wskazują na utrzymanie się większych wartości liczbowych w tendencji spadkowej w porównaniu z pomiarem wyjściowym. Jednak niezależnie od grupy w całej próbie odnotowano spadek dolegliwości bólowych. Zmiany zaobserwowane w grupach interwencyjnych mogły być spowodowane efektem oddziaływania terapeutycznego, jednak efekt ten był za słaby na wskazanie tej interakcji. Nie ma więc podstaw aby twierdzić, że za pomocą tych metod terapeutycznych udało się zredukować dolegliwości bólowe kręgosłupa C. Niemniej jednak, w praktyce fizjoterapeutycznej istotnym wydaje się obserwacja podobnej tendencji spadkowej dolegliwości bólowych w dwóch grupach interwencyjnych. Może to świadczyć o możliwości radzenia sobie z dolegliwościami bólowymi wykonując wyłącznie zalecane ćwiczenia. Uzyskane wyniki badań własnych wskazują, że obserwowane zmiany wymagają dalszych badań w tym kierunku.

W praktyce klinicznej stosowanych jest wiele technik fizjoterapeutycznych mających na celu zmniejszenie dolegliwości bólowych kręgosłupa C, a zarazem poprawę jakości życia osób, u których problem ten jest szczególnie obciążający. Niektórzy badacze jednoznacznie wykazują spadek dolegliwości bólowych po przeprowadzonych interwencjach na MPPS, z kolei inni prezentują odmienne stanowisko. Dotychczasowe zatem obserwacje autorów dostarczają zróżnicowanych wyników [124,125,126].

W badaniach własnych w celu oceny efektu terapeutycznego, postanowiono połączyć dwie metody terapeutyczne: technikę energii mięśniowej oraz technikę pozycyjnego rozluźniania. Warto podkreślić, że metody terapeutyczne stosowane obustronnie na m. MOS miały na celu także ocenę cz. górnej m. czworobocznego po prawej oraz lewej stronie, sprawdzając ich oddziaływanie na dalsze struktury funkcjonalnie powiązane z biomechaniką kręgosłupa. Dodatkowo w niniejszym badaniu wprowadzono ćwiczenia rozciągające, wzmacniające oraz korygujące postawę ciała chcąc zapewnić uczestnikom holistyczne podejście. W literaturze podkreśla się znaczenie ćwiczeń jako kluczowego elementu terapii [127,128]. Podobnie wyniki metaanalizy przeprowadzonej przez Guzmán-Pavón i wsp. wskazują, że programy ćwiczeń korzystnie wpływają na dolegliwości bólowe, próg bólu uciskowego oraz zakres ruchomości u osób z MPPS [129]. W badaniach własnych również zaobserwowano, że grupy osób wykonujące ćwiczenia przynoszą korzystne efekty terapeutyczne. Zaobserwowano bowiem w niektórych parametrach korzystniejsze rezultaty w tej grupie w porównaniu do pozostałych dwóch grup.

Metody terapeutyczne zastosowane w prezentowanym projekcie naukowym wykorzystywane były również przez Patel i wsp. Autorzy w swoim projekcie porównywali wpływ TEM oraz TRP na MPPS występujące w cz. górnej m. czworobocznego. Do badań włączono dwie grupy (grupa TEM łączona z leczeniem konwencjonalnym, oraz grupa TRP łączona z leczeniem konwencjonalnym). Podobnie jak w badaniach własnych autorzy zastosowali zbliżone ćwiczenia wzmacniające oraz rozciągające kręgosłup C oraz obręczy barkowej zakwalifikowane jako leczenie konwencjonalne dodając do niego okłady rozgrzewające. Terapię wykonywano codziennie przez okres jednego tygodnia. Przed przystąpieniem do badań oraz po ich zakończeniu dokonano pomiarów z zastosowaniem skali VAS oraz kwestionariusza ankiety wskaźnika niepełnosprawności kręgosłupa szyjnego. W wynikach wykazano, że zarówno TEM oraz TRP skutecznie zredukowały dolegliwości bólowe oraz wskaźnik niepełnosprawności kręgosłupa szyjnego [130]. Autorzy jednak nie analizowali wyników

odległych tak jak w badaniach własnych. W związku z powyższym należy rozważyć, czy w praktyce klinicznej zmiany będą te utrzymywały się w czasie. Warto także zastanowienia jest, czy połączenie ze sobą TEM oraz TRP będzie stanowić bardziej holistyczne i kompleksowe podejście do leczenia dolegliwości bólowych kręgosłupa C wynikających z występowania MPPS.

W szeroko rozumianej fizjoterapii klinicznej stosuje się różnorodne metody terapeutyczne w różnych grupach pacjentów w celu uzyskania efektu przeciwbólowego oraz poprawy funkcjonowania układu ruchu. W niniejszym projekcie grupę badaną stanowili studenci wyższych uczelni krakowskich, podczas gdy Rana i Brahmhatt wykorzystywali te same metody terapeutyczne oceniając między innymi dolegliwości bólowe kręgosłupa C u pracowników biurowych. Autorzy przydzielili uczestników do dwóch grup, stosując TRP, oraz TEM. Odmienne niż w badaniach własnych dodatkowo wszystkim uczestnikom zalecono zabieg przezskórnej elektrycznej stymulacji nerwowej. W porównaniu z niniejszym badaniem, autorzy zastosowali dłuższy czas trwania terapii, jednak z podobną częstością. Badania Rana i Brahmhatt potwierdzają, że taki schemat postępowania terapeutycznego może być odpowiedni dla osób z dolegliwościami bólowymi kręgosłupa C. Końcowe wyniki autorów wskazują, że TRP w porównaniu z TEM może być skuteczniejsza klinicznie oraz statystycznie we wszystkich dokonywanych pomiarach [131]. W badaniach własnych uzyskane wyniki z jednej strony mogą sugerować porównywalną efektywność przeprowadzonych metod terapeutycznych w dwóch grupach interwencyjnych, natomiast z drugiej strony nieduże zmiany między grupami w zakresie dolegliwości bólowych mogą być wynikiem niewystarczającego czasu trwania terapii w przypadku uczestników z wyjściowo bardzo nasilonymi dolegliwościami bólowymi. Warto więc rozważyć zastosowanie metod interwencyjnych z większą częstotliwością w tygodniu lub w dłuższym okresie czasu.

Przykładem podobnych badań do niniejszego projektu są badania Phadke i wsp. Autorzy sugerują, że zastosowanie TEM w porównaniu z rozciąganiem statycznym jest skuteczniejszą metodą w zmniejszeniu dolegliwości bólowych kręgosłupa C. Rozciąganie statyczne obejmowało cz. górna m. czworobocznego oraz m. dźwigacz łopatki. Każdej z grup zlecono dodatkowo leczenie konwencjonalne obejmujące ćwiczenia wzmacniające mm. głębokie kręgosłupa szyjnego oraz mm. stabilizujące, rozciągające mm. piersiowe, a także ogrzewające okłady przed zabiegiem. W badaniach własnych zaobserwowano odmienne końcowe wyniki pomiędzy grupami, ponieważ grupy w zakresie zmian dolegliwości bólowych nie różniły się między sobą. Jednak

podobnie jak w badaniach własnych autorzy podkreślają, że ćwiczenia są ważnym elementem prowadzenia fizjoterapii u osób z dolegliwościami bólowymi i w niektórych aspektach nie zastąpią technik terapii manualnej [132].

W celu obniżenia dolegliwości bólowych autorzy stosują różne metody terapeutyczne w tym kompresję ischemiczną, manipulację kręgosłupa, terapię neuroemocjonalną lub suche igłowanie. Pomimo odmiennych terapii niż w badaniach własnych autorzy także wykorzystywali skalę VAS. [133,134,135]. Przykładem są badania Martín-Sacristán i wsp., którzy przeprowadzili terapię głębokiego suchego igłowania wśród osób z różnym rodzajem mięśniowo-powięziowych punktów spustowych. Podobnie jak w badaniach własnych uczestników przydzielono w sposób losowy do trzech grup. Wyniki autorów przyniosły pozytywne rezultaty terapii zarówno w grupie z aktywnymi MPPS, jak i w grupie z utajonymi MPPS w porównaniu z grupą kontrolną [136]. Z kolei podobnie jak w badaniach własnych Wilke i wsp. przeprowadzając badania u pacjentów z ZBMP odcinka szyjnego kręgosłupa nie zaobserwowali istotnych różnic pomiędzy zakwalifikowanymi grupami do badań w żadnym punkcie pomiarowym w zakresie skali VAS [137]. Podobnie Gattie i wsp. łącząc różne metody terapeutyczne i oceniając ich wpływ na kręgosłup C również nie wykazali istotnych różnic pomiędzy grupami w odniesieniu do skali VAS [138].

Bablis i wsp. jako nieliczni z autorów oceniali wrażliwość bólową w MPPS w obrębie między innymi mięśnia mostkowo-obojęzyczkowo-sutkowego wykorzystując do tego podobnie jak w badaniach własnych skalę VAS. Wyniki autorów, sugerują korzystny wpływ terapii neuroemocjonalnej na zwiększenie progu bólu uciskowego w MPPS oraz zmniejszenie dolegliwości bólowych u badanych osób [139]. Należy podkreślić, że włączenie przez autorów grupy kontrolnej do projektu wpływa na wiarygodność wyników końcowych. Jednak w przypadku przeprowadzenia jednorazowej terapii warto zastanowić się nad odległymi efektami.

Autorzy Wu i wsp. prezentują podobny schemat prowadzenia pomiarów z oceną efektów terapeutycznych odległych. Wyniki końcowe wykazały zwiększenie skuteczności leczenia poprzez stosowanie ćwiczeń retrakcji głowy oraz interwencji, wykazując szybsze oraz efektywniejsze zmniejszenie dolegliwości bólowych, jak również zwiększenie zakresu ruchu kręgosłupa szyjnego. Nie można jednoznacznie stwierdzić, że efekty końcowe autorów wskazują ten sam kierunek zmian co w badaniach własnych [140]. Z kolei Mahmoud i wsp. pozytywnie oceniali wpływ rozluźniania mięśniowo-powięziowego u osób ze stwierdzoną radikulopatią szyjną [141].

Prowadząc krytyczną analizę wyników badań innych autorów można zauważyć różnice w porównaniu do wyników badań własnych. W pewnym stopniu mogą wynikać z przeprowadzenia w niniejszym projekcie w analizie statystycznej bardzo rygorystycznej poprawki (Bonferroniego) w celu redukcji szansy na popełnienie błędu I rodzaju.

Kolejnym analizowanym parametrem w badaniach własnych była ocena progu bólu uciskowego dwóch mięśni. Do oceny zależności funkcjonalnej mięśni, badaniu poddano m. MOS (obustronnie), poddany terapii, jak również oba mięśnie cz. górnej m. czworobocznego bez interwencji celowanej. W praktyce klinicznej do pomiaru progu bólu uciskowego stosowane są algometry cyfrowe oraz analogowe [142]. Próg bólu uciskowego można zdefiniować jako minimalna wartość nacisku, który przestaje odczuwać się jako ucisk, a zaczyna jako dolegliwość bólową [143,144]. W projekcie naukowym do oceny progu bólu uciskowego MPPS wybranych mięśni zastosowano dynamometr ręczny MicroFET 2, który także uznaje się za odpowiednią metodę oceny nadwrażliwości tkanek na ból układu mięśniowego. Zastosowanie tego urządzenia wynikało z wcześniejszych doświadczeń badawczych. Dzięki wykorzystaniu odpowiedniej końcówki jest możliwość wywarcia kontrolowanego nacisku na struktury objęte badaniem. W literaturze tematu podkreśla się, że pomiary z zastosowaniem dynamometru ręcznego są trafnym i wiarygodnym narzędziem. Jayaseelan i wsp. prowadzili badania z udziałem zdrowych osób porównując skuteczność stosowania dynamometru ręcznego oraz algometru cyfrowego. Wyniki badań autorów wykazały, że zgodność wewnątrz-testerska oraz zewnątrz-testerska w przypadku obu urządzeń była doskonała [145]. Zbieżne stanowisko prezentują inni autorzy badań [146,147,148,149].

W badaniach własnych zaobserwowano istotny wzrost progu bólu uciskowego utajonych MPPS m. MOS oraz cz. górnej m. czworobocznego zarówno w grupie A, jak i w grupie B. Zmiany progu bólu uciskowego obserwowane w badanych mięśniach w dwóch grupach interwencyjnych charakteryzowały się podobną skalą istotności, jednak w grupie z samymi ćwiczeniami można dostrzec, że była ona większa. Oceniając utrzymywanie się zmian w czasie zarówno w jednej, jak i w drugiej grupie interwencyjnej odnotowano podobne zależności w odróżnieniu do grupy kontrolnej, w której nie odnotowano istotnie statystycznych zmian. Charakter zmian pomiędzy grupami różnił się. W grupie wykonującej jedynie ćwiczenia można zauważyć dynamiczniejszy wzrost progu bólu uciskowego m. MOS, którego jednak wartości w następnych etapach ulegały większemu obniżeniu w czasie w kolejnych pomiarach. Natomiast w grupie, w której

przeprowadzono dodatkowo TRP połączoną z TEM zaobserwowano bardziej stabilny charakter zmian progu bólu uciskowego m. MOS, ponieważ po wzroście w kolejnych pomiarach ulegał on jedynie niewielkiemu obniżeniu, również utrzymując wyższe wartości w stosunku do pomiaru wyjściowego. Uzyskane wyniki w tych grupach mogą zatem sugerować, że dodanie do ćwiczeń TRP połączonej z TEM wpływa w większym stopniu na stabilność utrzymujących się zmian. Należy zatem zastanowić się nad obserwacją odległą progu bólu uciskowego po przeprowadzeniu interwencji. Ponadto zaobserwowana istotna zmiana progu bólu uciskowego w cz. górnej m. czworobocznego może mieć istotne znaczenie w planowaniu fizjoterapii u osób z dolegliwościami bólowymi kręgosłupa C. Zatem wydaje się, że MPPS znajdujące się w m. MOS wpływają na zmiany progu bólu uciskowego cz. górnej m. czworobocznego.

Dostępne są wyniki licznych prac autorów, którzy podobnie jak w badaniach własnych stosowali te same metody terapeutyczne oceniające próg bólu uciskowego MPPS w wybranych mięśniach. Jednak nie znaleziono badań, które w holistyczny sposób oceniałyby wspomniany parametr łącząc ze sobą interwencję: technikę energii mięśniowej oraz technikę rozluźniania pozycyjnego. Pokrewne badania przeprowadzili Bethers i wsp., którzy stosowali TRP, jak również masaż terapeutyczny w leczeniu MPPS cz. górnej m. czw. Zaobserwowano zmniejszenie średniego natężenia dolegliwości bólowych oraz wzrost wrażliwości na próg bólu uciskowego w grupie z zastosowaniem TRP, w porównaniu do grupy z masażem terapeutycznym [150].

Interesujący projekt zrealizowali Mohammadi Kojidi i wsp., poddając ocenie utajone MPPS cz. górnej m. czworobocznego. Stosując w jednej grupie TRP w pozycji skrócenia mięśnia, natomiast w grupie drugiej interwencję pozorowaną ustawiając mięsień w pozycji neutralnej. Częstość wykonywania interwencji była zbliżona do badań własnych (trzy razy w tygodniu), jednak autorzy stosowali je tylko w okresie jednego tygodnia. Odmienne niż w badaniach własnych, autorzy dokonywali pomiaru wybranych parametrów klinicznych przed, po pierwszej oraz po trzeciej sesji terapeutycznej zarówno w jednej oraz w drugiej grupie. Powstaje zatem pytanie, czy ocena parametrów przed zakończeniem wszystkich interwencji jest uzasadnionym podejściem pod kątem wpływu przeprowadzonej terapii. Dość często w klinicznej praktyce fizjoterapeutycznej można zaobserwować różne mechanizmy odpowiedzi tkanek na bodziec terapeutyczny. Analiza parametrów po zakończeniu wszystkich sesji terapeutycznych wydaje się być bardziej uzasadniona, jednakże wykonanie etapowej analizy może pozwolić na szczegółowe monitorowanie efektów terapii. Wyniki końcowe autorów sugerują, że przeprowadzenie

terapii TRP w pozycji skrócenia mięśnia charakteryzuje się większą skutecznością [151]. Warte podkreślenia jest, że w badaniach własnych TRP stosowano również w pozycji skrócenia mięśnia, co według autorów wskazuje na istotność kliniczną zastosowania tej metody terapeutycznej.

Odminną grupę do badań własnych zakwalifikowali Ullah i wsp., którzy stosowali TRP w grupie użytkowników urządzeń komputerowych, przebywających w pozycji siedzącej co najmniej 6 godzin dziennie. Otrzymane wyniki autorów są częściowo zbliżone do badań własnych. Autorzy wykazali, że TRP jest skuteczniejszą metodą w redukcji dolegliwości bólowych, zwiększeniu progu bólu uciskowego, a także zmniejszeniu stopnia niepełnosprawności u osób z MPPS cz. górnej m. czworobocznego w porównaniu z konwencjonalną fizjoterapią [152]. Podane stanowisko prezentują Varshney i wsp. [153].

Analiza aktualnego piśmiennictwa potwierdza stanowisko o konieczności holistycznego działania łącząc różne metody terapeutyczne w celu zwiększania efektywności terapeutycznych. Przykładem są badania Wendt i Waszak oraz Yeganeh Lari i wsp., którzy także podkreślili korzyści wynikające z łączenia metod o różnych podstawach terapeutycznych [154, 155]. Można zatem wnioskować, że terapia łączona sprzyja całościowemu podejściu do leczenia, co w potwierdzono w badaniach własnych. Jednak w związku z brakiem obserwowanej korzyści terapii łączonej (TEM + TRM) we wszystkich ocenianych parametrach należy krytycznie podkreślić, że nie ma podstaw do jednoznacznego określenia jej jako korzystniejszej formy leczenia dolegliwości bólowych kręgosłupa C.

W literaturze dostępne są doniesienia, w których autorzy nie zaobserwowali istotnych zmian w progu bólu uciskowego po zastosowanych interwencjach. Przykładem są badania Todri i wsp., którzy porównywali efekty trzech różnych terapii na MPPS (technikę Jonesa, technikę Lewita oraz technikę Chaitowa). Warto zaznaczyć, że do badań włączono również grupę kontrolną tzw. pozorowaną terapię. Odmienne niż w badaniach własnych po przeprowadzonych interwencjach nie wykazano istotnych różnic pomiędzy grupami eksperymentalnymi, a grupą kontrolną. Wyniki autorów mogą sugerować, że zastosowanie pojedynczej sesji terapeutycznej nie jest wystarczające do wywołania mierzalnych zmian [156]. Konieczne są dalsze badania uwzględniające terapię o dłuższym okresie trwania.

W większości pracach naukowych uzyskane efekty terapeutyczne pozostają porównywalne z prezentowanym niniejszym projektem naukowym [157]. Przykładem są

badania Ransone i wsp. oraz Moraska i wsp. [158,159]. Warty uwagi jest schemat pomiarów prezentowany przez Moraska i wsp., który obejmował ocenę progu bólu uciskowego bezpośrednio przed i po pierwszym zabiegu terapeutycznego oraz bezpośrednio przed i po zakończeniu ostatniego zabiegu terapeutycznego. Daje to możliwość dokładnego monitorowania zmian zachodzących podczas leczenia [159].

W przeglądzie systematycznym i metaanalizie wykonanym przez Geri i wsp. zaobserwowano, że MPPS występujące w mięśniach cechują się niższym progiem bólu uciskowego względem mięśni bez występujących MPPS. Autorzy we wnioskach podkreśli, że przeprowadzane interwencje fizjoterapeutyczne mogą przyczyniać się do zwiększenia progu bólu uciskowego [160].

Z kolei Abu Taleb i wsp. w przeciwieństwie do badań własnych przeprowadzili analizę osób z aktywnymi, a nie utajonymi MPPS występującymi w górnej części m. czworobocznego grzbietu. W dwóch grupach interwencyjnych zastosowano metodę manualnego uwalniania ucisku oraz metodę uwalniania ucisku z zastosowaniem algometru. Natomiast w grupie kontrolnej przeprowadzono pozorowaną terapię ultradźwiękową. Mimo analizie odmiennych MPPS, po zakończeniu badań autorzy zaobserwowali wzrost progu bólu uciskowego w grupie z zastosowaniem uwalniania ucisku przy użyciu algometru w porównaniu do grupy kontrolnej [161]. Uzyskane wyniki badań własnych są zbieżne z obserwacjami autorów.

Kolejnym parametrem poddanym ocenie w badanych grupach był zakres ruchu kręgosłupa szyjnego, który jest powszechnie wykorzystywany zarówno w gabinetach fizjoterapeutycznych, jak i w badaniach naukowych do analizy czynności ruchowej kręgosłupa [162]. Pomiar ruchomości kręgosłupa C jest bardzo złożony i często utrudniony przez współwystępujące ruchy oraz złożoną budowę anatomiczną. Dlatego w badaniach autorzy często wykorzystują miarę wyjściową tego pomiaru jako wyznacznik skuteczności przeprowadzonych interwencji. Ponadto występujące utajone MPPS w obrębie mięśni kręgosłupa C lub obręczy barkowej mogą wpływać na jego pogorszenie [163].

W badaniach własnych do oceny zakresu ruchu kręgosłupa C zastosowano goniometr CROM, który w literaturze jest postrzegany jako rzetelne i standaryzowane urządzenie [164,165]. W przeglądzie systematycznym Thoomes-de Graaf i wsp. obejmującym 55 badań wykazano, że dane normatywne goniometru CROM charakteryzowały się najlepszą jakością metodologiczną oraz jednorodnością [166]. Można zatem

wnioskować, że urządzenie CROM cechują się wysoką trafnością w każdej mierzonej płaszczyźnie, przez co jest uznawane jako wiarygodne i obiektywne narzędzie [167].

W niniejszych badaniach uzyskane wyniki wskazują na zróżnicowaną poprawę w zakresie ruchu kręgosłupa C w poszczególnych płaszczyznach. W zakresie zmiany zakresu wyprostu kręgosłupa C efekt ten cechował się większą istotnością wzrostową w grupie A w porównaniu do grupy B, w której uczestnicy wykonywali jedynie ćwiczenia. Z kolei w kącie zgięcia oraz zgięcia bocznego w prawo zmiany te były korzystniejsze w grupie, w której wykonywali jedynie ćwiczenia. Niemniej jednak zmiany zarówno w jednej, jak i drugiej grupie interwencyjnej w większości zakresów ruchu wskazywały na istotne statystycznie zmiany wskazując na tendencję wzrostową. Zmiany te jednak nie utrzymywały się w czasie, a końcowy pomiar były zbliżony do pomiaru wyjściowego jednak korzystniejszy w porównaniu do grupy kontrolnej.

Wyniki badań własnych są zgodne z wynikami Ali i wsp., którzy oceniali zamiany ruchomości kręgosłupa C za pomocą goniometru u osób ze stwierdzonym zespołem skrzyżowania górnego. Celem badania była analiza skuteczności TEM w porównaniu do ćwiczeń rozciągających. Autorzy sugerują, że osoby poddane TEM wykazały korzystniejsze zmiany w ocenianych parametrach w porównaniu do grupy ze stosowaniem ćwiczeń rozciągających. W niniejszym projekcie zaobserwowano częściowo odmienne rezultaty. Jednak Ali i wsp. nie przeprowadzili badania kontrolnego jak w badaniach własnych w celu oceny trwałości efektów terapii, w związku z czym ciężko jest określić jak długo zmiany zaobserwowane przez autorów utrzymywały się w czasie [168]. Ciekawych wniosków dostarczyły także badania Jalal i wsp., które wskazują na skuteczność łączonej terapii TEM z innymi metodami terapeutycznymi uzyskując zwiększenie zakresu ruchu kręgosłupa C oraz zmniejszenie dolegliwości bólowych [169]. Zasadne wydaje się przeprowadzenie kolejnych badań w celu jednoznacznej oceny wpływu terapii łączonej na oceniane parametry.

Niektórzy badacze oceniając w badaniach goniometrem zmiany zakresu ruchu kręgosłupa C oraz inne parametry kliniczne po przeprowadzonych interwencjach porównują TEM z TRP lub innymi metodami terapeutycznymi. W literaturze nie znaleziono badań, które łączyłyby te dwie terapie (TRP + TEM) oceniając zakres ruchu kręgosłupa C. Przykładem są badania prowadzone przez Thaker i wsp., którzy poddali porównaniu dwie metody terapeutyczne stosowane w badaniach własnych. Autorzy między grupami wskazali na istotne różnicę we wszystkich ocenianych parametrach klinicznych. TEM okazał się skuteczniejszą metodą w leczeniu dolegliwości bólowych

oraz przewlekłego stanu zapalnego cz. górnej m. czw. [170]. Z kolei Yeole i wsp. doszli do wniosku, że zarówno jedna, jak i druga terapia jest skuteczna we wszystkich ocenianych parametrach w porównaniu do grupy kontrolnej [171].

Natomiast w badaniach Shah i wsp. w grupie pierwszej zastosowano TEM, z kolei w grupie drugiej przeprowadzono kompresję ischemiczną. Autorzy wykazali skuteczne działanie obydwu metod terapeutycznych na wybrane parametry kliniczne. Autorzy podkreślili, że TEM okazała się skuteczniejsza w zmianie zakresu ruchu kręgosłupa szyjnego, natomiast kompresja ischemiczna wykazała większą skuteczność w zmianie progu bólu uciskowego m. MOS [172].

Ciekawych wniosków dostarczyły badania Rashad i wsp. potwierdzając, że obecność MPSP w obrębie górnej części m. czworobocznego grzbietu może objawiać się dolegliwościami bólowymi kręgosłupa C. Wyniki uzyskane w badaniach własnych są zbieżne z tymi obserwacjami, podkreślając duży wpływ metod terapeutycznych m. MOS na cz. górną m. czworobocznego. [173].

Na podstawie obserwacji klinicznych można zaobserwować występowanie asymetrii ruchomości kręgosłupa C u osób w różnym wieku. Często spotykanym przykładem są pacjenci zgłaszający dolegliwości bólowe kręgosłupa C, które w istotnym stopniu ograniczają możliwość wykonania zgięcia bocznego lub rotacji w jednym kierunku.

W badaniach własnych u zdecydowanej większości uczestników zauważona znaczną różnicę między prawą, a lewą stroną w ocenianych zakresach ruchu. Obecność asymetrii zakresu ruchu kręgosłupa C o u osób z zaburzeniami MP lub patologią w obrębie tego odcinka może prowadzić do dysbalansu pomiędzy badanymi stronami ciała. Takie stanowisko potwierdzają także badania prowadzone przez Gerber i wsp. oraz Petersen i wsp. [174,175].

Ważnym parametrem ocenianym w badaniach własnych po przeprowadzonych interwencjach była elektromiografia powierzchniowa wybranych mięśni, która uznawana jest za obiektywne narzędzie oceniające ich aktywność bioelektryczną. Elektromiografia (EMG) to metoda rejestrująca zbiorczy sygnał elektryczny generowany przez mięśnie powstający w trakcie skurczu, który sterowany jest poprzez układ nerwowy. Elektromiograficzne sygnały należą do jednych z najbardziej przydatnych sygnałów elektrofizjologicznych w diagnostyce medycznej. Ich rejestracja umożliwia ocenę czynności układu mięśniowo-nerwowego w patologicznych oraz fizjologicznych warunkach [176]. Powierzchniowa elektromiografia umożliwia rejestrację aktywności mięśni powierzchownych, takich jak mięsień mostkowo-obojęzyczny-sutkowy, mięsień

czworoboczny grzbietu czy mięśnie przykręgosłupowe kręgosłupa C. W przebiegu zaburzeń funkcjonalnych lub strukturalnych kręgosłupa C często dochodzi do zmian w zakresie napięcia mięśniowego, asymetrii aktywności między stronami ciała oraz zaburzeń prawidłowych wzorców rekrutacji jednostek motorycznych. Analiza sygnału sEMG pozwala na wykrycie tych nieprawidłowości, co może stanowić ważną wskazówkę diagnostyczną w ocenie przyczyn dolegliwości bólowych i ograniczeń funkcjonalnych.

Istotnym aspektem zastosowania sEMG jest możliwość monitorowania efektów rehabilitacji. Rejestracja aktywności bioelektrycznej mięśni w trakcie terapii pozwala na obiektywną ocenę zmian zachodzących w układzie nerwowo-mięśniowym. Ułatwia to dostosowanie programu terapeutycznego do aktualnego stanu pacjenta. Ponadto sEMG może być wykorzystywane jako narzędzie biofeedbacku, wspierające korektę wzorców ruchowych oraz prawidłowej kontroli napięcia mięśniowego [177]. Wykorzystanie elektromiografii powierzchniowej stanowiło istotny merytoryczny wkład wspomagający diagnostykę zaburzeń kręgosłupa C w ocenie aktywności bioelektrycznej mięśni.

W prezentowanym projekcie sEMG wykorzystano do oceny aktywności bioelektrycznej m. MOS i cz. górnej m. czworobocznego w spoczynku oraz w trakcie wykonywania ruchu. Analiza wyników EMG wykazała istotne zmniejszenie aktywności spoczynkowej (wartości średniej arytmetycznej) wszystkich ocenianych mięśni zarówno w grupie A, jak i w grupie B. W ocenie aktywności spoczynkowej w grupie z zastosowanymi terapiami oraz ćwiczeniami (grupa A) wykazano większą skalę istotności w pomiarze pierwszym, jednak pomiędzy pozostałymi pomiarami nie wykazano istotnie statystycznych zmian. Może to świadczyć o dużym efekcie oddziaływania między pomiarem pierwszym, a drugim. W grupie, w której uczestnicy wykonywali jedynie ćwiczenia, zarejestrowane zmiany utrzymywały się w czasie na istotnym poziomie. Różnice zaobserwowane w grupach po przeprowadzonych interwencjach wykazały korzystniejsze rezultaty w odniesieniu do grupy kontrolnej, w której nie uzyskano zmian istotnie statystycznych. W dwóch grupach interwencyjnych zaobserwowano istotną tendencję spadkową w aktywności spoczynkowej cz. górnej m. czworobocznego po prawej oraz lewej stronie po przeprowadzeniu terapii na m. MOS, co może sugerować na wzajemne oddziaływanie na siebie tych mięśni. W praktyce klinicznej uzyskane wyniki mogą pomóc w doborze odpowiednich metod terapeutycznych u osób borykających się z dolegliwościami bólowymi kręgosłupa C.

Do podobnych wniosków doszli Kielar i wsp., którzy po przeprowadzeniu rehabilitacji kręgosłupa C zaobserwowali zmniejszenie aktywności spoczynkowej oraz aktywności m. MOS w trakcie zgięcia kręgosłupa szyjnego. Autorzy interpretowali wyniki jako poprawę funkcji mięśni [178]. Wyniki badań własnych są zgodne z interpretacją wyników sEMG innych autorów. Jull i Falla sugerują, że zwiększona aktywność bioelektryczna mięśni powierzchownych zginaczy kręgosłupa C może wynikać z kompensacyjnego wzrostu mięśniowego napięcia. Autorzy wskazują, że spadek wartości spoczynkowej w sEMG jest zjawiskiem pożądanym i może prowadzić do normalizacji napięcia mięśniowego, a także poprawy nerwowo-mięśniowej kontroli [179]. Badania Müller-Thyssen-Uriarte i wsp. także potwierdzają, że spadek aktywności spoczynkowej to korzystna zmiana w sEMG, którą interpretuje się jako obniżenie nadmiernego napięcia mięśniowego [180]. A Phadke i wsp. wskazują na efektywniejszy wzorzec kontroli nerwowo-mięśniowej [181].

W badaniach własnych w grupie A oraz B zaobserwowano istotne zmiany w redukcji aktywności bioelektrycznej m. MOS podczas wykonywania skurczu jednostronnego po prawej oraz po lewej stronie. W przypadku m. MOS po przeciwnej stronie, który nie uczestniczył w ruchu jako główny mięsień nie zauważono istotnie statystycznych zmian. W grupie z zastosowaniem TRP połączonej z TEM w trakcie skurczu jednostronnego m. MOS obserwowano bardziej istotnie statystycznie zmiany niż w grupie z samymi ćwiczeniami.

W trakcie skurczu jednostronnego m. MOS elektrody powierzchniowe zbierały również sygnały z innych mięśni. Nie wszystkie zmiany wykazywały istotność statystyczną, jednak w niektórych z nich zaobserwowano tendencję spadkową w wartościach średniej arytmetycznej w grupach poddanych interwencji. W grupie kontrolnej nie wykazano takich zmian. Mięśnie agonistyczne wraz z głównym mięśniem odpowiedzialnym za dany ruch, pomimo braku pełnienia głównej funkcji mogą również wpływać na jakość wzorca ruchu. Odpowiednia współpraca badanych mięśni może wskazywać efektywniejszy oraz płynniejszy przebieg ruchu. Należy zaznaczyć, że zaobserwowane zmiany nie obejmowały wszystkich analizowanych mięśni oraz nie wskazywały na bardzo duże zmniejszenie aktywności bioelektrycznej. Nie mniej jednak wyniki badań własnych mogą być inspiracją do dalszej analizy oddziaływania na siebie mięśni kręgosłupa C.

W niniejszych badaniach własnych otrzymane rezultaty wskazują na zależność pomiędzy m. MOS, a cz. górną m. czworobocznego. W porównaniu z grupą kontrolną

analiza wyników EMG w grupach interwencyjnych wykazała istotne zmniejszenie wartości średniej arytmetycznej aktywności bioelektrycznej wszystkich badanych mięśni w trakcie ruchu unoszenia barków zarówno w grupie po przeprowadzeniu terapii TRP połączonej z TEM wraz z zastosowaniem ćwiczeń na odcinek szyjny kręgosłupa, jak i w grupie z wykonywanymi jedynie ćwiczeniami. Wyniki pokazują, że mimo zastosowania terapii na odrębnym mięśniu (m. MOS), wpływa ona w istotnym stopniu na odległe struktury (cz. górna m. czw.), a badane w niniejszym projekcie mięśnie oddziałują na siebie nawzajem. Wskazuje to na istotne implikacje kliniczne podkreślając powiązania funkcjonalne w obrębie struktur anatomicznych.

W literaturze dostępnych jest wiele badań, w których autorzy oceniają aktywność bioelektryczną mięśni poddanych terapii [182,183]. Jednak niewielu badaczy skupia się na szerszej analizie wpływu terapii na aktywność bioelektryczną innych mięśni. Stało się to inspiracją do poszerzenia wiedzy oraz przeprowadzenia prezentowanego projektu badań własnych.

Interesujące wyniki badań przedstawione zostały przez Figas i wsp. którzy analizując aktywność bioelektryczną za pomocą sEMG wykazali zależność pomiędzy m. MOS, a cz. górną m. czworobocznego grzbietu. Autorzy wskazują, że zachodzące zmiany w aktywności bioelektrycznej jednego mięśnia mogą mieć wpływ na funkcje pozostałych struktur mięśniowych [184]. Wyniki autorów są po części zbieżne z wynikami badań własnych, które potwierdziły taką zależność.

Stosowanie metod fizjoterapeutycznych takich jak TEM, TRP lub innych oraz obiektywnych narzędzi diagnostycznych EMG staje coraz bardziej powszechne w praktyce fizjoterapeutycznej. King i wsp. ocenili efekty TEM w porównaniu z manipulacją kręgosłupa szyjnego u 50 bezobjawowych osób w wieku od 18 do 35 lat. Autorzy zaobserwowali, że pojedyncza terapia TEM lub sesja manipulacji kręgosłupa C nie wykazała statystycznie istotnych zmian w spoczynkowej aktywności m. MOS, natomiast przeprowadzone terapie przyniosły istotną poprawę ruchomości kręgosłupa C. Warto podkreślić, że jednorazowa terapia przeprowadzona przez autorów mogła nie być wystarczająca do uzyskania istotnych efektów terapeutycznych w zmniejszeniu aktywności spoczynkowej mięśni [185]. Na spadek aktywności spoczynkowej mięśni ocenianej przy pomocy sEMG po zastosowanej interwencji zwracają uwagę inni autorzy [186,187,188].

Można więc zgodzić się ze stwierdzeniem, iż korzystnym wynikiem jest uzyskanie spadku aktywności bioelektrycznej w trakcie wykonywania ruchu po przeprowadzonej

interwencji. Zmiany te mogą wskazywać na zmniejszenie nadmiernej aktywności mięśniowej wraz z poprawą nerwowo-mięśniowej kontroli.

Dostępne są również badania innych autorów, którzy wykorzystali odmienne metody terapeutyczne uzyskując podobny wynik zastosowanej interwencji jak w badaniach własnych [189]. Ciekawe badania zaprezentowane zostały przez Sułowska i wsp., którzy analizowali wpływ jednorazowej terapii tkanek miękkich na stawach skroniowo-zuchwowych na aktywność mięśni dna miednicy. Zaobserwowano istotny spadek aktywności spoczynkowej mięśni odległych - mm. dna miednicy, natomiast w trakcie wytrzymałościowych skurczów wzrost amplitudy napięcia. Podobnie jak w niniejszej pracy autorzy prezentują przykład holistycznego podejścia [190].

Diagnostyka wykorzystująca sEMG w ocenie aktywności mięśniowej po przeprowadzonej terapii jest często stosowana przez innych badaczy w praktyce klinicznej. Potwierdzają oni uzyskanie pożądanego efektu leczenia [191,192]. Odmienne zdanie prezentują Studnicki i wsp., którzy po zalecanej terapii manualnej obręczy barkowej nie zaobserwowali istotnego przywrócenia parametrów elektromiograficznych zmienionych na skutek zmęczenia wysiłkowego [193]. Metodologiczne zbliżone badania do prezentowanego projektu przedstawili Li i wsp. Analiza wyników obejmująca sEMG cz. górnej m. czworobocznego oraz m. zębatego przedniego wskazała na istotne zmiany w aktywności bioelektrycznej ocenianych mięśni [194].

Podobnie jak w niniejszym projekcie prace innych autorów sugerują, że występujące zmiany w aktywności bioelektrycznej mięśni mogą mieć ścisły związek z patofizjologią bólu MP. Przykładem są badania Li i wsp., w których oceniano stronę bólową oraz stronę bez dolegliwości bólowych m. prostownika grzbietu w odcinku lędźwiowym po przeprowadzeniu leczenia osoczem bogatopłytkowym. Autorzy zaobserwowali zależność między ZBMP, a podwyższeniem zmian w sygnale EMG. Obserwacje te pozwalają przypuszczać, że EMG to precyzyjne narzędzie diagnostyczne oceniające zmiany funkcjonalne mięśni nie tylko po fizjoterapeutycznych interwencjach, ale również po terapiach ukierunkowanych na mechanizmy regeneracyjne [195].

sEMG posiada szeroki potencjał oraz możliwości zastosowania jako metody pomiarowej do oceny funkcji układu mięśniowego, aktywności bioelektrycznej także innych grup mięśniowych niż prezentowanych w badaniach własnych i znajduje zastosowanie u pacjentów w różnym wieku [196,197,198].

Analiza uzyskanych wyników i wyników badań innych badaczy wskazuje, że przeprowadzane metody terapeutyczne w tym również ćwiczenia wpływają na układ

mięśniowo-szkieletowy prowadząc do funkcjonalnych zmian w obszarze narządu ruchu. Nie ma jednak jednoznacznych dowodów na to, że prowadzenie łączonej TRP z TEM wraz z zastosowaniem ćwiczeń jest dużo bardziej skuteczne niż wykonywanie samych ćwiczeń. W niniejszej pracy należy uwzględnić pewne ograniczenia badań.

W prezentowanym projekcie nie zorganizowano grupy kontrolnej typu sham (placebo), w badaniach zastosowano grupę kontrolną bez interwencji, co należy uwzględnić przy interpretacji wyników.

Pomimo, iż badacze starli się stworzyć grupy homogeniczne, to do graniczenia badań warto zaliczyć także nierównomierne rozmieszczenie badanych osób w grupach pod względem płci. Przyszłym badaczom zaleca się uwzględnienie tego ograniczenia co umożliwi dokładną ocenę różnic między kobietami, a mężczyznami.

Ograniczeniem badania wydaje się być również brak osobistej kontroli nad wykonywanymi ćwiczeniami przez uczestników badań. Pomimo, że osoby były świadome uczestnictwa w projekcie, uzupełniały tabele z ćwiczeniami oraz przeprowadzono im edukację i instruktaż, nie można całkowicie wykluczyć błędów podczas wykonywania.

Ostanim ograniczeniem niniejszym pracy wydaje się być wystąpienie w niektórych badanych parametrach różnic między grupami na poziomie pomiaru wyjściowego – P1. Różnice między grupami mogły wynikać z losowego przydziału. Warto podkreślić, że randomizacja jest ważnym elementem badań i w przypadku niniejszego projektu celowe dobranie uczestników do grup oraz sprawdzanie ich początkowych parametrów w poszczególnych pomiarach mogłoby wpłynąć na rzetelność uzyskanych wyników. Dodatkowo analizę statystyczną przeprowadzono po zakończeniu badań, w związku z ograniczeniem wpływu osoby badającej na przebieg projektu badawczego.

Warto podkreślić, że wymienione ograniczenia badań nie zmniejszają wartości niniejszej pracy, lecz sugerują konieczność w prowadzeniu dalszych badań.

Niniejsza praca naukowa dostarcza ciekawych obserwacji, które warto kontynuować w przyszłości, ponieważ pomimo założenia w hipotezach badawczych o potencjalnie większej skuteczności terapii grupy z przeprowadzoną również terapią w postaci połączenia TRP oraz TEM, w niektórych ocenianych parametrach uzyskane wyniki nie wskazywały na jej przewagę w grupie, w której wykonywano tylko ćwiczenia. Z punktu widzenia fizjoterapii jest to warte zastanowienia, ponieważ u osób z dolegliwościami kręgosłupa C, zgodnie z przebiegiem taśm mięśniowo-powięziowych mogą pojawiać się

różnego rodzaju kompensacje w odległych strukturach. W takim przypadku klinicznym terapia powinna być dostosowana indywidualnie do każdej osoby.

Przy interpretacji wszystkich wyników należy zwrócić również uwagę na zastosowanie w niniejszym projekcie konserwatywnej korelacji Bonferroniego, która z jednej strony pozwalała na zredukowanie szansy popełnienia błędu I rodzaju, natomiast z drugiej strony mogła ukryć istotne różnice w analizowanych zmiennych przez zwiększone ryzyko błędu II rodzaju. W związku z powyższym nie wykazanie istotności statystycznej w niektórych badanych zmiennych nie wskazuje jednoznacznie na brak istnienia efektów klinicznych, ponieważ przy przyjętym poziomie istotności mogły one nie zostać ujawnione.

6. Wnioski

Analiza uzyskanych wyników badań pozwoliła na sformułowanie następujących wniosków:

1. Największą zmianę w ocenie dolegliwości bólowych odcinka szyjnego kręgosłupa zaobserwowano w grupie A oraz B.
2. Zastosowane metody terapeutyczne wpływają na poprawę jakości życia uczestników projektu w grupach interwencyjnych.
3. Przeprowadzone interwencje w grupie A oraz w grupie B prowadzą do poprawy progu bólu uciskowego wybranych mięśni w porównaniu do grupy kontrolnej. Wykazano zależność pomiędzy mięśniem mostkowo-obończykowo-sutkowym, a górną częścią mięśnia czworobocznego grzbietu w ocenie progu bólu uciskowego po zastosowanych metodach terapeutycznych.
4. Zastosowane interwencje w grupie A oraz w grupie B prowadzą do poprawy zakresu ruchu kręgosłupa szyjnego w niektórych ocenianych płaszczyznach w porównaniu do grupy kontrolnej.
5. Przeprowadzone interwencje w grupie A oraz w grupie B prowadzą do zmniejszenia aktywności spoczynkowej oraz aktywności w trakcie wykonywania ruchu wybranych mięśni w porównaniu do grupy kontrolnej. Wykazano zależność pomiędzy mięśniem mostkowo-obończykowo-sutkowym, a górną częścią mięśnia czworobocznego grzbietu w aktywności bioelektrycznej mięśni po zastosowanych metodach terapeutycznych.
6. Uzyskane wyniki nie pozwalają na jednoznaczne stwierdzenie przewagi grupy A nad grupą B. Połączenie terapii z programem ćwiczeń nie sugeruje na silniejszy i bardziej utrwalony efekt kliniczny niż zastosowanie samej interwencji w postaci ćwiczeń w większości ocenianych zmiennych.

Sformułowano również wniosek poznawczy, teoretyczny oraz aplikacyjny.

Wniosek poznawczy: Przeprowadzone badania pozwoliły stwierdzić, że zastosowane interwencje w większości ocenianych parametrach wpływają korzystnie na funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego powodując zmiany czynnościowe w zakresie ruchu odcinka szyjnego kręgosłupa, jakości życia, aktywności bioelektrycznej oraz progu bólu wybranych mięśni. Zaobserwowano zależność między mięśniem mostkowo-obojczykowo-sutkowym, a górną częścią mięśnia czworobocznego grzbietu.

Wniosek teoretyczny: Przeprowadzone badania pozwoliły na poszerzenie aktualnej wiedzy w zakresie zależności pomiędzy mięśniem mostkowo-obojczykowo-sutkowym, a mięśniem czworobocznym grzbietu u osób z dolegliwościami bólowymi kręgosłupa szyjnego.

Wniosek aplikacyjny: Z punktu widzenia praktyki klinicznej zarówno przeprowadzenie łączonej terapii pozycyjnego rozluźniania metodą Jonesa oraz techniki energii mięśniowej według Chaitowa wraz z odpowiednio dopasowanymi ćwiczeniami, jak i zastosowanie samych ćwiczeń może stanowić istotny element w programowaniu fizjoterapii pacjentów z dysfunkcją szyjnego odcinka kręgosłupa. U niektórych osób wykonywanie tylko ćwiczeń może być wystarczającym bodźcem terapeutycznym. W planowaniu fizjoterapii u osób z dolegliwościami bólowymi odcinka szyjnego kręgosłupa zasadne wydaje się uwzględnienie połączeń między mięśniem mostkowo-obojczykowo-sutkowym, a mięśniem czworobocznym grzbietu.

7. Bibliografia

- [1] Steen JP, Jaiswal KS, Kumbhare D. Myofascial pain syndrome: an update on clinical characteristics, etiopathogenesis, diagnosis, and treatment. *Muscle Nerve*. 2025;71(5):889–910. <https://doi.org/10.1002/mus.28377>.
- [2] de Zoete RM, McAuley JH, Armfield NR, i wsp. The comparative effectiveness of physical exercise interventions in individuals with chronic non-specific neck pain: protocol for a network meta-analysis. *BMJ Open*. 2020;10:e034846. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2019-034846>.
- [3] Jahre H, Grotle M, Smedbråten K, i wsp. Risk factors for non-specific neck pain in young adults: a systematic review. *BMC Musculoskelet Disord*. 2020;21:366. <https://doi.org/10.1186/s12891-020-03379-y>.
- [4] Côté P, Kristman V, Vidmar I, i wsp. The prevalence and incidence of work absenteeism involving neck pain: a cohort of Ontario lost-time claimants. *Spine*. 2008;33(Suppl 4):S192–S198. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181644616>.
- [5] Juraszek K, Molski P, Ziemniarska B, i wsp. Holistic approach to the treatment of cervical spine pain syndromes. *J Educ Health Sport*. 2017;7(9):258–269. <https://doi.org/10.5281/zenodo.952610>.
- [6] Barbero M, Schneebeli A, Koetsier E, Maino P. Myofascial pain syndrome and trigger points: evaluation and treatment in patients with musculoskeletal pain. *Curr Opin Support Palliat Care*. 2019;13(3):270–276. <https://doi.org/10.1097/SPC.0000000000000445>.
- [7] Kazeminasab S, Nejadghaderi SA, Amiri P, i wsp. Neck pain: global epidemiology, trends and risk factors. *BMC Musculoskelet Disord*. 2022;23(1):26. <https://doi.org/10.1186/s12891-021-04957-4>.
- [8] Xu A, Huang Q, Rong J, Wu X, Deng M, Ji L. Effectiveness of ischemic compression on myofascial trigger points in relieving neck pain: a systematic review and meta-analysis. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2023;36(4):783–798. <https://doi.org/10.3233/BMR-220045>.
- [9] Hurwitz EL, Randhawa K, Yu H, Côté P, Haldeman S. The global spine care initiative: a summary of the global burden of low back and neck pain studies. *Eur Spine J*. 2018;27(Suppl 6):796–801. <https://doi.org/10.1007/s00586-017-5432-9>.
- [10] Mazaheri-Tehrani S, Arefian M, Abhari AP, i wsp. Sedentary behavior and neck pain in adults: a systematic review and meta-analysis. *Prev Med*. 2023;175:107711. <https://doi.org/10.1016/j.ypmed.2023.107711>.
- [11] Guduru RKR, Domeika A, Obcarksas L, Ylaite B. The ergonomic association between shoulder, neck/head disorders and sedentary activity: a systematic review. *J Healthc Eng*. 2022;2022:5178333. <https://doi.org/10.1155/2022/5178333>.
- [12] Dzakpasu FQS, Carver A, Brakenridge CJ, Cicuttini F, Urquhart DM, Owen N, i wsp. Musculoskeletal pain and sedentary behaviour in occupational and non-occupational settings: a systematic review with meta-analysis. *Int J Behav Nutr Phys Act*. 2021;18(1):159. <https://doi.org/10.1186/s12966-021-01191-y>.
- [13] Parthasarathy S, Sundar S, Mishra G. Assessment of predisposing factors in myofascial pain syndrome and the analgesic effect of trigger point injections: a primary therapeutic interventional clinical trial. *Indian J Anaesth*. 2019;63(4):300–303. https://doi.org/10.4103/ija.IJA_6_19.

- [14] Jain S, Goyal RK, Ajmera P, Aggarwal G, Dhiman S. Recent advances in diagnosis and management of myofascial pain syndrome: a narrative review. *J Clin Diagn Res*. 2021;15(10):YE04–YE08. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2021/50242.15551>.
- [15] Richter P, Hebgen E. Punkty spustowe i łańcuchy mięśniowo-powięziowe w osteopatii i terapii manualnej. Łódź: Galaktyka; 2010.
- [16] Boćkowski R, Gębska M. Assessment of trigger points therapy effectiveness with positional release method among office workers. *J Educ Health Sport*. 2019;9(2):97–108. <https://doi.org/10.5281/zenodo.2586539>.
- [17] Lam C, Francio VT, Gustafson K, Carroll M, York A, Chadwick AL. Myofascial pain – a major player in musculoskeletal pain. *Best Pract Res Clin Rheumatol*. 2024;38(1):101944. <https://doi.org/10.1016/j.berh.2024.101944>.
- [18] Kim SJ, Lee JH. Effects of sternocleidomastoid muscle and suboccipital muscle soft tissue release on muscle hardness and pressure pain. *Medicine (Baltimore)*. 2018;97(36):e12133. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000012133>.
- [19] Ajimsha MS, Shenoy PD, Gampawar N. Role of fascial connectivity in musculoskeletal dysfunctions: a narrative review. *J Bodyw Mov Ther*. 2020;24(4):423–431. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2020.07.020>.
- [20] Luomala T, Pihlman M. A practical guide to fascial manipulation: an evidence- and clinical-based approach. Elsevier; 2017.
- [21] Myers TW. Anatomy trains: myofascial meridians for manual and movement therapists. 2nd ed. Edinburgh: Churchill Livingstone; 2009.
- [22] Wilke J, Krause F, Vogt L, Banzer W. What is evidence-based about myofascial chains: a systematic review. *Arch Phys Med Rehabil*. 2016;97(3):454–461. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.07.023>.
- [23] Kumka M, Bonar J. Fascia: a morphological description and classification system based on a literature review. *J Can Chiropr Assoc*. 2012;56(3):179–187.
- [24] Chen YH, Chai HM, Shau YW, Wang CL, Wang SF. Increased sliding of transverse abdominis during contraction after myofascial release in patients with chronic low back pain. *Man Ther*. 2016;23:69–75. <https://doi.org/10.1016/j.math.2016.02.004>.
- [25] Schleip R, Findley TW, Chaitow L, Huijing PA. Powięź: badanie, profilaktyka i terapia dysfunkcji sieci powięziowej. Wrocław: Elsevier Urban & Partner; 2014.
- [26] Stecco L, Stecco A. Manipulacja powięzi w leczeniu dolegliwości bólowych układu ruchu. Szczecin: Odnova-Med; 2019.
- [27] Wilke J, Niederer D, Vogt L, Banzer W. Remote effects of lower limb stretching: preliminary evidence for myofascial connectivity? *J Sports Sci*. 2016;34(22):2145–2148. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1179776>.
- [28] Stecco C, Pavan PG, Porzionato A, Macchi V, Lancerotto L, Carniel EL, i wsp. Mechanics of crural fascia: from anatomy to constitutive modelling. *Surg Radiol Anat*. 2009;31(7):523–529. <https://doi.org/10.1007/s00276-009-0489-8>.
- [29] Stecco A, Gesi M, Stecco C, Stern R. Fascial components of the myofascial pain syndrome. *Curr Pain Headache Rep*. 2013;17(8):352. <https://doi.org/10.1007/s11916-013-0352-9>.

- [30] Bordoni B, Simonelli M. The awareness of the fascial system. *Cureus*. 2018;10(6):e3397. <https://doi.org/10.7759/cureus.3397>.
- [31] Wilke J, Schleip R, Yucesoy CA, Banzer W. Not merely a protective packing organ? A review of fascia and its force transmission capacity. *J Appl Physiol*. 2017;124(1):234–244. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00565.2017>.
- [32] Krause F, Wilke J, Vogt L, Banzer W. Intermuscular force transmission along myofascial chains. *J Anat*. 2016;228(6):910–918. <https://doi.org/10.1111/joa.12464>.
- [33] Chaitow L. New evidence of a dynamic fascial maintenance and self-repair process. *J Bodyw Mov Ther*. 2016;20(4):701–703.
- [34] Dodd JG, Good MM, Nguyen TL, Grigg AI, Batia LM, Standley PR. In vitro biophysical strain model for understanding myofascial mechanotransduction. *J Am Osteopath Assoc*. 2006;106(3):157–163. <https://doi.org/10.7556/jaoa.2006.106.3.157>.
- [35] Schilder A, Magerl W, Klein T, Treede RD. Assessment of pain quality reveals distinct differences between clinical pain conditions. *Pain Rep*. 2018;3(3):e634. <https://doi.org/10.1097/PR9.0000000000000634>.
- [36] Büyükturan B, Şaş S, Kararti C, Büyükturan Ö. Effects of sternocleidomastoid muscle therapy on pain and functional status in patients with neck pain. *Musculoskelet Sci Pract*. 2021;55:102417. <https://doi.org/10.1016/j.msksp.2021.102417>.
- [37] Kim MS. Neck kinematics and sternocleidomastoid muscle activation. *J Phys Ther Sci*. 2015;27(11):3425–3428. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.3425>.
- [38] Bordoni B, Varacallo M. Anatomy, head and neck, sternocleidomastoid muscle. *StatPearls*; 2022.
- [39] Bochenek A, Reicher M. *Anatomia człowieka*. Warszawa: PZWL; 2010.
- [40] Kohan EJ, Wirth GA. Anatomy of the neck. *Clin Plast Surg*. 2014;41(1):1–6. <https://doi.org/10.1016/j.cps.2013.09.002>.
- [41] Myers TW. Taśmy anatomiczne: meridiany mięśniowo-powięziowe dla terapeutów manualnych i specjalistów leczenia ruchem. 4th ed. DB Publishing; 2023.
- [42] Forbes PA, Fice JB, Siegmund GP, Blouin JS, Inglis JT. Electrical vestibular stimuli evoke robust muscle activity in deep and superficial neck muscles in humans. *Front Neurol*. 2018;9:535. <https://doi.org/10.3389/fneur.2018.00535>.
- [43] Silawal S, Schulze-Tanzil G. The sternocleidomastoid muscle variations: a mini literature review. *Folia Morphol*. 2023;82(3):507–512. <https://doi.org/10.5603/FM.a2022.0045>.
- [44] Piętka T, Onik G, Knapik K, Sieroń K. Obiektywne metody diagnostyki zespołu bólu mięśniowo-powięziowego. *Med Og Nauk Zdr*. 2021;27(4):387–394. <https://doi.org/10.26444/monz/136573>.
- [45] Wilke J, Vogt L, Banzer W. Immediate effects of self-myofascial release on latent trigger point sensitivity: a randomized, placebo-controlled trial. *Biol Sport*. 2018;35(4):349–354. <https://doi.org/10.5114/biolSport.2018.78055>.
- [46] Poveda-Pagán EJ, Lozano-Quijada C, Segura-Heras JV, Peral-Berna M, Lumbreras B. Referred pain patterns of the infraspinatus muscle elicited by deep dry needling and manual

palpation. J Altern Complement Med. 2017;23(11):890–896. <https://doi.org/10.1089/acm.2016.0306>.

[47] Fernández-de-Las-Peñas C, Dommerholt J. International consensus on diagnostic criteria and clinical considerations of myofascial trigger points: a Delphi study. *Pain Med*. 2018;19(1):142–150. <https://doi.org/10.1093/pm/pnx207>.

[48] Manchanayake MMJP, Galketiya KB, Ranasinghe JGS, Suraweera SAD. Myofascial trigger points in subjects with non-specific neck pain. *Int J Sci Res Manag*. 2021;9(9):452–457. <https://doi.org/10.18535/ijssrm/v9i9.mp02>.

[49] da Silva AC, de Noronha M, Liberatori-Junior RM, Aily JB, Gonçalves GH, Arrais-Lima C, i wsp. The effectiveness of ischemic compression technique on pain and function in individuals with shoulder pain: a systematic review. *J Manipulative Physiol Ther*. 2020;43(3):234–246. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2019.10.013>.

[50] Zuñil-Escobar JC, Martínez-Cepa CB, Martín-Urriale JA, Gómez-Conesa A. The prevalence of latent trigger points in lower limb muscles in asymptomatic subjects. *PM R*. 2016;8(11):1055–1064. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2016.03.005>.

[51] Celik D, Mutlu EK. Clinical implication of latent myofascial trigger point. *Curr Pain Headache Rep*. 2013;17:353. <https://doi.org/10.1007/s11916-013-0353-8>.

[52] Tanno-Rast H. Mięśniowo-powięziowe punkty spustowe. Wrocław: Edra Urban & Partner; 2016.

[53] Dommerholt J, Chou LW, Hooks T, Thorp JN. Myofascial pain and treatment: a critical overview of the current myofascial pain literature. *J Bodyw Mov Ther*. 2019;23(4):773–784. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2019.10.001>.

[54] Ting K, Huh A, Roldan CJ. Review of trigger point therapy for the treatment of myofascial pain syndromes. *J Anesthesiol Pain Ther*. 2020;1(3):22–29. <https://doi.org/10.29245/2768-5365/2020/3.1112>.

[55] Deising S, Weinkauff B, Blunk J, Obreja O, Schmelz M, Rukwied R. NGF-evoked sensitization of muscle fascia nociceptors in humans. *Pain*. 2012;153(8):1673–1679. <https://doi.org/10.1016/j.pain.2012.04.024>.

[56] Devereux F, O'Rourke B, Byrne PJ, Byrne D, Kinsella S. Effects of myofascial trigger point release on power and force production in the lower limb kinetic chain. *J Strength Cond Res*. 2019;33(9):2453–2463. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002240>.

[57] Duarte FC, Hurtig M, Clark A, Simpson J, Srbely JZ. Association between naturally occurring spine osteoarthritis in geriatric rats and neurogenic inflammation within neurosegmentally linked skeletal muscle. *Exp Gerontol*. 2019;118:31–38. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2019.01.009>.

[58] Borg-Stein J. Cervical myofascial pain and headache. *Curr Pain Headache Rep*. 2002;6(4):324–330. <https://doi.org/10.1007/s11916-002-0055-0>.

[59] Ricci V, Mezian K, Chang KV, Tarantino D, Güvener O, Gervasoni F, Naňka O, Özçakar L. Ultrasound imaging and guidance for cervical myofascial pain: a narrative review. *Int J Environ Res Public Health*. 2023;20(5):3838. <https://doi.org/10.3390/ijerph20053838>.

[60] Zhuang X, Tan S, Huang Q. Understanding of myofascial trigger points. *Chin Med J*. 2014;127(24):4271–4277. <https://doi.org/10.3760/cma.j.issn.0366-6999.20141999>.

- [61] Roldan CJ, Hu N. Myofascial pain syndromes in the emergency department: what are we missing? J Emerg Med. 2015;49(6):1004–1010. <https://doi.org/10.1016/j.jemermed.2015.04.027>.
- [62] Jutrzenka-Jesion J, Chochowska M, Hojan-Jeziarska D. Fizjoterapia w leczeniu mięśniowo-powięziowych punktów spustowych. Hygeia Public Health. 2018;53(4):340–347.
- [63] Javadian Y, Behtash H, Akbari M, Taghipour-Darzi M, Zekavat H. The effects of stabilizing exercises on pain and disability of patients with lumbar segmental instability. J Back Musculoskelet Rehabil. 2012;25(3):149–155. <https://doi.org/10.3233/BMR-2012-0322>.
- [64] Chochowska M, Wytrząsek M, Marcinkowski JT, Hubert J. Zespół bólu mięśniowo-powięziowego – etiologia, patogeneza, symptomatologia. Fizjoterapia. 2012;20(2):89–96.
- [65] Chaitow L. Techniki nerwowo-mięśniowe. Wrocław: Elsevier Urban & Partner; 2012.
- [66] Kostopoulos D, Rizopoulos K. Punkty spustowe i terapia mięśniowo-powięziowa. Warszawa: DB Publishing; 2010.
- [67] Chaitow L, Brooks J, Goering E, Hruby RJ, Lisi AJ, Morrissey D, i wsp. Techniki rozluźniania pozycyjnego. Wrocław: Edra Urban & Partner; 2018.
- [68] Jones LH. Strain and counterstrain. Colorado Springs: American Academy of Osteopathy; 1981.
- [69] Chaitow L, Fryer G, Crenshaw K, Liebenson C, Porterfield RJ, Shaw N, i wsp. Techniki energii mięśniowej. Wrocław: Elsevier Urban & Partner; 2011.
- [70] Chaitow L, Fritz S. Masaż leczniczy: badanie i leczenie mięśniowo-powięziowych punktów spustowych. Wrocław: Elsevier Urban & Partner; 2009.
- [71] Martín-Pintado Zugasti A, Rodríguez-Fernández ÁL, García-Muro F, López-López A, Mayoral O, Mesa-Jiménez J, i wsp. Effects of spray and stretch on postneedling soreness and sensitivity after dry needling of a latent myofascial trigger point. Arch Phys Med Rehabil. 2014;95(10):1925–1932.e1. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.05.021>.
- [72] Chochowska M, Ogrodowczyk R, Klonowska J, i wsp. Napięciowe bóle głowy a zespół bólu mięśniowo-powięziowego. Część II. Leczenie nefarmakologiczne – uwalnianie punktów spustowych (terapia manualna). Hygeia Public Health. 2015;50.
- [73] Gulick DT. Evidence-based interventions for myofascial trigger points. Phys Med Rehabil Res. 2016;1(3). <https://doi.org/10.15761/PMRR.1000113>.
- [74] Sharkey J. The concise book of dry needling: a practitioner's guide to myofascial trigger point applications. Chichester: Lotus Publishing; 2017.
- [75] Wytrząsek M, Chochowska M, Marcinkowski JT. Masaż tkanek głębokich – konieczne podejście terapeutyczne wobec narastającej epidemii chorób narządu ruchu. Probl Hig Epidemiol. 2013;94(3):428–434.
- [76] Wytrząsek M. Masaż tkanek głębokich. Poznań: WSEiT; 2014.
- [77] Hendrickson T. Massage and manual therapy for orthopedic conditions. Baltimore, Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2009.

- [78] Johnson J. Deep tissue massage: hands-on guides for therapists. Champaign: Human Kinetics; 2011.
- [79] Manheim C. Rozluźnianie mięśniowo-powięziowe. Poznań: WSEiT; 2011.
- [80] Riggs A. Masaż tkanek głębokich: wizualny przewodnik po technikach. Kielce: Opolgraf; 2007.
- [81] Chaitow L, Fritz S. A massage therapist's guide to understanding, locating and treating myofascial trigger points. Edinburgh: Churchill Livingstone; 2006.
- [82] Earls J, Myers T. Fascial release for structural balance. Chichester: Lotus Publishing; 2010.
- [83] Romanowski M, Grześkowiak M. A comparison of the effects of deep tissue massage and therapeutic massage on chronic low back pain. *Stud Health Technol Inform.* 2012;176:411–414.
- [84] Koo M, Yang SW. Visual analogue scale. *Encyclopedia.* 2025;5(4):190. <https://doi.org/10.3390/encyclopedia5040190>.
- [85] Seshan J, Selvam S, Sundaram MS, Suberia S. To compare the efficacy of positional release therapy and muscle energy technique in the management of unilateral upper fibers of trapezitis. *Int J Phys Ther Rehabil.* 2020;6:163. <https://doi.org/10.15344/2455-7498/2020/163>.
- [86] Tylka J, Piotrowicz R. Kwestionariusz oceny jakości życia SF-36 – wersja polska. *Kardiologia Pol.* 2009;67(10):1166–1169.
- [87] Bąk E, Wojtuś S, Gil J, Dyrła P. The meaning of selected questionnaires in assessment of quality of life in patients with gastroesophageal reflux disease. *Probl Pielęg.* 2013;21(4):551–559.
- [88] Chesterton LS, Sim J, Wright CC, Foster NE. Interrater reliability of algometry in measuring pressure pain thresholds in healthy humans, using multiple raters. *Clin J Pain.* 2007;23(9):760–766. <https://doi.org/10.1097/AJP.0b013e318154b6ae>.
- [89] Won YKY, Latip HFM, Aziz MSA. The reliability and validity of measuring tools for cervical range of motion: a review. *Sport Med Inj Care J.* 2019;1:001. <https://doi.org/10.24966/SMIC-8829/100001>.
- [90] Wolan-Nieroda A, Guzik A, Mocur P, Drużbicki M, Maciejczak A. Assessment of interrater and intrarater reliability of cervical range of motion (CROM) goniometer. *Biomed Res Int.* 2020;2020:8908035. <https://doi.org/10.1155/2020/8908035>.
- [91] Konrad P. ABC EMG: praktyczne wprowadzenie do elektromiografii kinezyjologicznej. Gliwice: Technomex; 2007.
- [92] Lo Martire R, Gladh K, Westman A, i wsp. Neck muscle EMG-force relationship and its reliability during isometric contractions. *Sports Med Open.* 2017;3:16. <https://doi.org/10.1186/s40798-017-0083-2>.
- [93] Ekstrom RA, Soderberg GL, Donatelli RA. Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapezius muscles during surface EMG analysis. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15(4):418–428. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2004.09.006>.

- [94] Blanca M, Arnau J, García-Castro F, Alarcón R, Bono R. Non-normal data in repeated measures ANOVA: impact on type I error and power. *Psicothema*. 2023;35(1):21–29. doi:10.7334/psicothema2022.292.
- [95] Blanca MJ, Arnau J, García-Castro FJ, Alarcón R, Bono R. Repeated measures ANOVA and adjusted F-tests when sphericity is violated: which procedure is best? *Front Psychol*. 2023;14:1192453. doi:10.3389/fpsyg.2023.1192453
- [96] Faul F, Erdfelder E, Buchner A, Lang AG. Statistical power analyses using G*Power 3.1: tests for correlation and regression analyses. *Behav Res Methods*. 2009;41:1149–1160. <https://doi.org/10.3758/BRM.41.4.1149>.
- [97] Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods*. 2007;39:175–191. <https://doi.org/10.3758/BF03193146>.
- [98] Qiu XH, Yang XY, Wang YY, i wsp. Myofascial acupuncture versus routine acupuncture for mechanical neck pain: a protocol for a multicentre randomised controlled trial. *BMJ Open*. 2023;13(8):e068129. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2022-068129>.
- [99] Torad AA, Ahmed MM, Elabd OM, i wsp. Identifying predictors of neck disability in patients with cervical pain using machine learning algorithms: a cross-sectional correlational study. *J Clin Med*. 2024;13(7):1967. <https://doi.org/10.3390/jcm13071967>.
- [100] Dareh-deh HR, Hadadnezhad M, Letafatkar A, Peolsson A. Effects of adding respiratory exercises to the therapeutic routine in smartphone users with forward head posture and non-specific chronic neck pain: a randomised controlled trial. *Res Square*. 2020. <https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-53984/v1>.
- [101] Meisha DE, Alsharqawi NS, Samarah AA, Al-Ghamdi MY. Prevalence of work-related musculoskeletal disorders and ergonomic practice among dentists in Jeddah, Saudi Arabia. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2019;11:171–179. <https://doi.org/10.2147/CCIDE.S20443>.
- [102] Alhakami AM, Madkhli A, Ghareeb M, i wsp. The prevalence and associated factors of neck pain among Ministry of Health office workers in Saudi Arabia: a cross-sectional study. *Healthcare*. 2022;10(7):1320. <https://doi.org/10.3390/healthcare10071320>.
- [103] Gündüz Gül YÖ, Ünlü Akyüz E. Effect of compliance with exercise program given in addition to trigger point injection on number of trigger points and pain level in patients with myofascial pain syndrome. *Acad J Health*. 2025;3(2):35–40. <https://doi.org/10.51271/ajh.65>.
- [104] Cerezo-Téllez E, Torres-Lacomba M, Mayoral-del Moral O, i wsp. Prevalence of myofascial pain syndrome in chronic non-specific neck pain: a population-based cross-sectional descriptive study. *Pain Med*. 2016;17(12):2369–2377. <https://doi.org/10.1093/pm/pnw114>.
- [105] Weller JL, Comeau D, Otis JAD. Myofascial pain. *Semin Neurol*. 2018;38(6):640–643. <https://doi.org/10.1055/s-0038-1673674>.
- [106] Galasso A, Urits I, An D, i wsp. A comprehensive review of the treatment and management of myofascial pain syndrome. *Curr Pain Headache Rep*. 2020;24(8):43. <https://doi.org/10.1007/s11916-020-00877-5>.
- [107] Lluch E, Nijs J, De Kooning M, i wsp. Prevalence, incidence, localization, and pathophysiology of myofascial trigger points in patients with spinal pain: a systematic

literature review. *J Manipulative Physiol Ther.* 2015;38(8):587–600. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2015.08.004>.

[108] Appasamy M, Lam C, Alm J, Chadwick AL. Trigger point injections. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2022;33(2):307–333. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2022.01.011>.

[109] Grieve R, Barnett S, Coghil N, Cramp F. The prevalence of latent myofascial trigger points and diagnostic criteria of the triceps surae and upper trapezius: a cross-sectional study. *Physiotherapy.* 2013;99(4):278–284. doi:10.1016/j.physio.2013.04.002.

[110] Villafañe JH, Lopez-Royo MP, Herrero P, i wsp. Prevalence of myofascial trigger points in poststroke patients with painful shoulders: a cross-sectional study. *PM R.* 2019;11(10):1077–1082. <https://doi.org/10.1002/pmrj.12123>.

[111] Ishiki H, Kinkawa J, Watanabe A, i wsp. Prevalence of myofascial pain syndrome in patients with incurable cancer. *J Bodyw Mov Ther.* 2018;22(2):328–332. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2017.05.005>.

[112] Torres Lacomba M, Mayoral del Moral O, Coperias Zazo JL, Gerwin RD, Zapico Goñi Á. Incidence of myofascial pain syndrome in breast cancer surgery: a prospective study. *Clin J Pain.* 2010;26(4):320–325. <https://doi.org/10.1097/AJP.0b013e3181c4904a>.

[113] Rodrigues Cardoso L, Carvalho Rizzo C, Zanardo de Oliveira C, dos Santos CR, Lopes Carvalho A. Myofascial pain syndrome after head and neck cancer treatment: prevalence, risk factors, and influence on quality of life. *Head Neck.* 2014;37(12):1733–1737. <https://doi.org/10.1002/hed.23825>.

[114] Mughal IK, Baloach MZM, Fatima R, i wsp. Prevalence of trigger points in neck, shoulder, and upper back region and its association with stress levels among allied health sciences students. *J Health Rehabil Res.* 2024;4(3). <https://doi.org/10.61919/jhrr.v4i3.1598>.

[115] Widyadharma IPE. The role of oxidative stress, inflammation and glial cell in pathophysiology of myofascial pain. *Adv Psychiatry Neurol.* 2020;29(3):180–186. <https://doi.org/10.5114/ppn.2020.100036>.

[116] Ribeiro DC, Belgrave A, Naden A, i wsp. The prevalence of myofascial trigger points in neck and shoulder-related disorders: a systematic review of the literature. *BMC Musculoskelet Disord.* 2018;19:252. <https://doi.org/10.1186/s12891-018-2157-9>.

[117] Picavet H, Hoeymans N. Health related quality of life in multiple musculoskeletal diseases: SF-36 and EQ-5D in the DMC3 study. *Ann Rheum Dis.* 2004;63(6):723–729. <https://doi.org/10.1136/ard.2003.010769>.

[118] Iguti AM, Guimarães M, Barros MBA. Health-related quality of life (SF-36) in back pain: a population-based study, Campinas, São Paulo State, Brazil. *Cad Saude Publica.* 2021;37(2):e00206019. <https://doi.org/10.1590/0102-311X00206019>.

[119] Hadi MA, McHugh GA, Closs SJ. Impact of chronic pain on patients 'quality of life: a comparative mixed-methods study. *J Patient Exp.* 2018;6(2):133–141. <https://doi.org/10.1177/2374373518786013>.

[120] Brodsky M, Spritzer K, Hays RD, Hui KK. Change in health-related quality of life at group and individual levels over time in patients treated for chronic myofascial neck pain. *J Evid Based Complementary Altern Med.* 2017;22(3):365–368. doi:10.1177/2156587216662779.

- [121] MacDowall A, Skeppholm M, Robinson Y, Olerud C. Validation of the visual analog scale in the cervical spine. *J Neurosurg Spine*. 2018;28(3):227–235. <https://doi.org/10.3171/2017.5.SPINE1732>.
- [122] Begum MR, Hossain MA. Validity and reliability of visual analogue scale (VAS) for pain measurement. *J Med Case Rep Rev*. 2019;2(11):394–402.
- [123] Bahreini M, Jalili M, Moradi-Lakeh M. A comparison of three self-report pain scales in adults with acute pain. *J Emerg Med*. 2015;48(1):10–18. <https://doi.org/10.1016/j.jemermed.2014.07.039>.
- [124] Schabrun SM, Cannan A, Mullens R, Dunphy M, Pearson T, Lau C i wsp. The effect of interactive neurostimulation therapy on myofascial trigger points associated with mechanical neck pain: a preliminary randomized, sham-controlled trial. *J Altern Complement Med*. 2012 Oct;18(10):946–952. doi:10.1089/acm.2011.0142.
- [125] Ziaiefar M, Arab AM, Mosallanezhad Z, Nourbakhsh MR. Dry needling versus trigger point compression of the upper trapezius: a randomized clinical trial with two-week and three-month follow-up. *J Man Manip Ther*. 2019;27(3):152–161. doi:10.1080/10669817.2018.1530421.
- [126] Navarro-Santana MJ, Sanchez-Infante J, Fernández-de-Las-Peñas C, Cleland JA, Martín-Casas P, Plaza-Manzano G i wsp. Effectiveness of dry needling for myofascial trigger points associated with neck pain symptoms: an updated systematic review and meta-analysis. *J Clin Med*. 2020;9(10):3300. doi:10.3390/jcm9103300.
- [127] Souto LR, Borges MS, Marcolino AM, Serrão FV, Padovez RFCM. Effectiveness of adjunctive treatment combined with exercise therapy for patellofemoral pain: a protocol for a systematic review with network meta-analysis of randomised controlled trials. *BMJ Open*. 2022;12(5):e054221. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2021-054221>.
- [128] Şahin N, Karahan AY, Albayrak İ. Effectiveness of physical therapy and exercise on pain and functional status in patients with chronic low back pain: a randomized-controlled trial. *Turk J Phys Med Rehabil*. 2018;64(1):52–58. <https://doi.org/10.5606/tftrd.2018.1238>.
- [129] Guzmán-Pavón MJ, Cavero-Redondo I, Martínez-Vizcaíno V, i wsp. Effect of physical exercise programs on myofascial trigger points-related dysfunctions: a systematic review and meta-analysis. *Pain Med*. 2020;21(11):2986–2996. <https://doi.org/10.1093/pm/pnaa253>.
- [130] Patel N, Desai S, Patel P. Effectiveness of muscle energy technique versus positional release technique on upper trapezius trigger points in subjects with neck pain: a comparative study. *Int J Curr Res Rev*. 2021;13(11). <https://doi.org/10.31782/IJCRR.2021.131110>.
- [131] Rana PD, Brahmabhatt B. Effect of muscle energy technique versus positional release technique in computer workers with upper trapezius muscle spasm: a comparative study. *Int J Multidiscip Res Dev*. 2017;4(5):29–35.
- [132] Phadke A, Bedekar N, Shyam A, Sancheti P. Effect of muscle energy technique and static stretching on pain and functional disability in patients with mechanical neck pain: a randomized controlled trial. *Hong Kong Physiother J*. 2016;35:5–11. <https://doi.org/10.1016/j.hkpj.2015.08.001>.
- [133] Bernal-Utrera C, Gonzalez-Gerez JJ, Anarte-Lazo E, Rodriguez-Blanco C. Manual therapy versus therapeutic exercise in non-specific chronic neck pain: a randomized controlled trial. *Trials*. 2020;21(1):682. <https://doi.org/10.1186/s13063-020-04610-w>.

- [134] Horike K, Ukezono M. Efficacy of chronic neck pain self-treatment using press needles: a randomized controlled clinical trial. *Front Pain Res (Lausanne)*. 2024;5:1301665. <https://doi.org/10.3389/fpain.2024.1301665>.
- [135] Battecha KH, Takrouni HA, Alzahrani RM, i wsp. Efficacy of virtual reality on neck pain and function in patients with non-specific neck dysfunction: a randomized controlled trial. *Res Phys Educ Sport Health*. 2023;18(5).
- [136] Martín-Sacristán L, Calvo-Lobo C, Pecos-Martín D, Fernández-Carnero J, Alonso-Pérez JL. Dry needling in active or latent trigger point in patients with neck pain: a randomized clinical trial. *Sci Rep*. 2022;12:3188. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-07063-0>.
- [137] Wilke J, Vogt L, Niederer D, Hübscher M, Rothmayr J, Ivkovic D i wsp. Short-term effects of acupuncture and stretching on myofascial trigger point pain of the neck: a blinded, placebo-controlled RCT. *Complement Ther Med*. 2014 Oct;22(5):835–841. doi:10.1016/j.ctim.2014.09.001.
- [138] Gattie E, Cleland JA, Pandya J, Snodgrass SA. Dry needling adds no benefit to the treatment of neck pain: a sham-controlled randomized clinical trial with 1-year follow-up. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2021 Jan;51(1):37–45. doi:10.2519/jospt.2021.9864.
- [139] Bablis P, Pollard H, Bonello R. Neuro emotional technique for the treatment of trigger point sensitivity in chronic neck pain sufferers: a controlled clinical trial. *Chiropr Osteopat*. 2008;16:4. <https://doi.org/10.1186/1746-1340-16-4>.
- [140] Wu K, Deng R, Zhao X, i wsp. Cervical manipulation accelerates recovery and further correction of cervical alignment in mechanical neck pain patients with neck exercise: a randomized controlled trial. *Complement Ther Clin Pract*. 2025;59:101969. <https://doi.org/10.1016/j.ctcp.2025.101969>.
- [141] Mahmoud LSE, Aly SM, Metwally HM. Gross myofascial release on pain and function in cervical radiculopathy: a randomised controlled study. *Hum Mov*. 2025;26(1):152–160. <https://doi.org/10.5114/hm/199919>.
- [142] Nunes A, Leite V. Intra-rater reliability of pressure pain threshold with different algometers in healthy participants. *Muscles*. 2025;4(1):5. <https://doi.org/10.3390/muscles4010005>.
- [143] Castien RF, Coppieters MW, Durge TSC, Scholten-Peeters GGM. High concurrent validity between digital and analogue algometers to measure pressure pain thresholds in healthy participants and people with migraine: a cross-sectional study. *J Headache Pain*. 2021;22(1):69. <https://doi.org/10.1186/s10194-021-01278-8>.
- [144] van Leeuwen RJH, Szadek K, de Vet HCW, Zuurmond WWA, Perez RSGM. Pain pressure threshold in the region of the sacroiliac joint in patients diagnosed with sacroiliac joint pain. *Pain Physician*. 2016;19(3):147–154.
- [145] Jayaseelan DJ, Cole KR, Courtney CA. Hand-held dynamometer to measure pressure pain thresholds: a double-blinded reliability and validity study. *Musculoskelet Sci Pract*. 2021;51:102268. <https://doi.org/10.1016/j.msksp.2020.102268>.
- [146] Salgado ASI, Bicalho E, Moreira RFC, i wsp. Reliability and validity of pressure pain threshold measurements in individuals with musculoskeletal pain: a systematic review and meta-analysis. *Pain Rep*. 2022;7(6):e1033. <https://doi.org/10.1097/PR9.0000000000001033>.

- [147] Baschung Pfister P, de Bruin ED, Sterkele I, Maurer B, de Bie RA, Knols RH. Manual muscle testing and hand-held dynamometry in people with inflammatory myopathy: an intra- and interrater reliability and validity study. *PLoS One*. 2018;13(3):e0194531. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0194531>.
- [148] Pérez-Bellmunt A, Simon M, López-de-Celis C, Ortiz-Miguel S, González-Rueda V, Fernandez-de-Las-Peñas C. Effects on neuromuscular function after ischemic compression in latent trigger points in the gastrocnemius muscles: a randomized within-participant clinical trial. *J Manipulative Physiol Ther*. 2022;45(7):490–496. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2020.07.015>.
- [149] Nascimento JDS, Albuquerque-Sendín F, Vigolvino LP, de Oliveira WF, de Oliveira Sousa C. Absolute and relative reliability of pressure pain threshold assessments in the shoulder muscles of participants with and without unilateral subacromial impingement syndrome. *J Manipulative Physiol Ther*. 2020;43(1):57–67. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2019.04.002>.
- [150] Bethers AH, Swanson DC, Sponbeck JK, Mitchell UH, Draper DO, Feland JB, i wsp. Positional release therapy and therapeutic massage reduce muscle trigger and tender points. *J Bodyw Mov Ther*. 2021;28:264–270. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2021.07.005>.
- [151] Mohammadi Kojidi M, Okhovatian F, Rahimi A, Baghban AA, Azimi H. The influence of positional release therapy on the myofascial trigger points of the upper trapezius muscle in computer users. *J Bodyw Mov Ther*. 2016;20(4):767–773. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2016.04.006>.
- [152] Ullah A, Mehmood Z, Ahmad Z, i wsp. Effects of positional release technique on myofascial trigger points of the upper trapezius in computer users having forward head posture. *Rehabil J*. 2023;7(3):24–30. <https://doi.org/10.52567/trehabj.v7i03.29>.
- [153] Varshney K, Raghav S, Singh A, Meena RK, Sharma S. Short term effect of positional release therapy versus conventional physiotherapeutic programme on pain and disability among undergraduate physiotherapy students with non-specific neck pain: a pilot study. *Subharti J Interdiscip Res*. 2019;2(1):7–11.
- [154] Wendt M, Waszak M. Evaluation of the combination of muscle energy technique and trigger point therapy in asymptomatic individuals with a latent trigger point. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(22):8430. <https://doi.org/10.3390/ijerph17228430>.
- [155] Yeganeh Lari A, Okhovatian F, Naimi SS, Akbarzadeh Baghban A. The effect of the combination of dry needling and MET on latent trigger point upper trapezius in females. *Man Ther*. 2016;21:204–209. <https://doi.org/10.1016/j.math.2015.08.004>.
- [156] Todri J, Lena O, Vázquez-Villa C, Martínez-Fuentes J, Ciferri A, Murcia-González MA. Immediate effects of three different upper trapezius trigger point techniques on pain intensity and pressure threshold in students with cervical pain: a randomized clinical trial. *Int J Osteopath Med*. 2025;58:100777. <https://doi.org/10.1016/j.ijosm.2025.100777>.
- [157] Benito-de-Pedro M, Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, Losa-Iglesias ME, Rodríguez-Sanz D, López-López D, Cosín-Matamoros J, i wsp. Effectiveness between dry needling and ischemic compression in the triceps surae latent myofascial trigger points of triathletes on pressure pain threshold and thermography: a single blinded randomized clinical trial. *J Clin Med*. 2019;8(10):1632. <https://doi.org/10.3390/jcm8101632>.

- [158] Ransone JW, Schmidt J, Crawford SK, Walker J. Effect of manual compressive therapy on latent myofascial trigger point pressure pain thresholds. *J Bodyw Mov Ther.* 2019;23(4):792–798. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2019.06.011>.
- [159] Moraska AF, Schmiede SJ, Mann JD, Butryn N, Krusch JP. Responsiveness of myofascial trigger points to single and multiple trigger point release massages: a randomized, placebo controlled trial. *Am J Phys Med Rehabil.* 2017;96(9):639–645. <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000728>.
- [160] Geri T, Botticchio A, Rossetini G, i wsp. Pressure pain threshold of the upper trapezius trigger point: a systematic review with meta-analysis of baseline values and their modification after physical therapy. *J Clin Med.* 2022;11(23):7243. <https://doi.org/10.3390/jcm11237243>.
- [161] Abu Taleb W, Rehan Youssef A, Saleh A. The effectiveness of manual versus algometer pressure release techniques for treating active myofascial trigger points of the upper trapezius. *J Bodyw Mov Ther.* 2016;20(4):863–869. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2016.02.008>.
- [162] Jonas R, Demmelmaier R, Hacker SP, Wilke HJ. Comparison of three-dimensional helical axes of the cervical spine between in vitro and in vivo testing. *Spine J.* 2018;18(3):515–524. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2017.10.065>.
- [163] de Koning CHP, van den Heuvel SP, Staal JB, Smits-Engelsman BCM, Hendriks EJM. Clinimetric evaluation of active range of motion measures in patients with non-specific neck pain: a systematic review. *Eur Spine J.* 2008;17(7):905–921. <https://doi.org/10.1007/s00586-008-0656-3>.
- [164] Davies M, Moore IS, Moran P, Mathema P, Ranson CA. Cervical range of motion, cervical and shoulder strength in senior versus age-grade Rugby Union international front-row forwards. *Phys Ther Sport.* 2016;19:36–42. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2015.10.001>.
- [165] Gugliotti M, Tau J, Gallo K, i wsp. Between-week reliability of the cervical range of motion (CROM) device for upper cervical rotation. *J Man Manip Ther.* 2021;29(3):176–180. <https://doi.org/10.1080/10669817.2020.1805691>.
- [166] Thoomes-de Graaf M, Thoomes E, Fernández-de-Las-Peñas C, Plaza-Manzano G, Cleland JA. Normative values of cervical range of motion for both children and adults: a systematic review. *Musculoskelet Sci Pract.* 2020;49:102182. <https://doi.org/10.1016/j.msksp.2020.102182>.
- [167] Audette I, Dumas JP, Côté JN, De Serres SJ. Validity and between-day reliability of the cervical range of motion (CROM) device. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(5):318–323. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3180>.
- [168] Ali S, Ahmad S, Jalal Y, Shah B. Effectiveness of stretching exercises versus muscle energy techniques in the management of upper cross syndrome. *J Riphah Coll Rehabil Sci.* 2017;5(1):12–16.
- [169] Jalal Y, Ahmad A, Ur Rahman A, i wsp. Effectiveness of muscle energy technique on cervical range of motion and pain. *J Pak Med Assoc.* 2018;68(5):811–813.
- [170] Thaker S, Dave Y, Patel S. A study to compare the effect of muscle energy technique and positional release technique on pain and cervical ROM in patients with chronic upper trapezitis. *Int J Sci Res.* 2019;8(6):13–17.

- [171] Yeole UL, Diwakar NP, Pawar PP. Effect of muscle energy technique and positional release therapy on neck pain in computer users: a randomized control trial. *Int J Recent Sci Res.* 2017;8(12). <https://doi.org/10.24327/ijrsr.2017.0812.1276>.
- [172] Shah N, Shah N. Comparison of two treatment techniques: muscle energy technique and ischemic compression on upper trapezius trigger point in subjects with non-specific neck pain. *Int J Ther Rehabil Res.* 2015;4(5):260–264. <https://doi.org/10.5455/ijtrr.000000100>.
- [173] Rashad A, Asif M, Chughtai RB, i wsp. Efficacy of positional release therapy versus integrated neuromuscular ischemic technique in the treatment of upper trapezius trigger point. *J Phys Fit Med Treat Sport.* 2019;6(4):555694. <https://doi.org/10.19080/JPFMTS.2019.06.555694>.
- [174] Gerber LH, Sikdar S, Armstrong K, i wsp. A systematic comparison between subjects with no pain and pain associated with active myofascial trigger points. *PM R.* 2013;5(11):931–938. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2013.06.006>.
- [175] Petersen SMB, Vardaxis VG. The flexion-rotation test performed actively and passively: a comparison of range of motion in patients with cervicogenic headache. *J Man Manip Ther.* 2015;23(2):61–67. <https://doi.org/10.1179/2042618614Y.0000000085>.
- [176] Chowdhury RH, Reaz MBI, Mohd Ali MAB, i wsp. Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors.* 2013;13(9):12431–12466. <https://doi.org/10.3390/s130912431>.
- [177] Błudnicka M, Piernicka M, Kortas J, i wsp. The influence of one-time biofeedback electromyography session on the firing order in the pelvic floor muscle contraction in pregnant woman: a randomized controlled trial. *Front Hum Neurosci.* 2022;16:944792. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2022.944792>.
- [178] Kielnar R, Mika A, Bylina D, i wsp. The influence of cervical spine rehabilitation on bioelectrical activity (sEMG) of cervical and masticatory system muscles. *PLoS One.* 2021;16(4):e0250746. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0250746>.
- [179] Jull G, Falla D. Does increased superficial neck flexor activity in the craniocervical flexion test reflect reduced deep flexor activity in people with neck pain? *Man Ther.* 2016;25:43–47. <https://doi.org/10.1016/j.math.2016.05.336>.
- [180] Müller-Thyssen-Uriarte J, Lucha-López MO, Hidalgo-García C, i wsp. Electromyographic activity of cervical muscles in patients with neck pain and changes after dry needling: a narrative review. *J Clin Med.* 2024;13(23):7288.
- [181] Phadke V, Camargo PR, Ludewig PM. Scapular and rotator cuff muscle activity during arm elevation: a review of normal function and alterations with shoulder impingement. *Rev Bras Fisioter.* 2009;13(1):1–9. <https://doi.org/10.1590/S1413-35552009005000012>.
- [182] Golec J, Gamrot S, Michalik M, i wsp. Effects of diaphragmatic therapy on pelvic floor muscle activity, stress levels, and sexual life satisfaction in Polish women. *Appl Sci.* 2025;15(22):12055. <https://doi.org/10.3390/app152212055>.
- [183] Sathe T, Prabhu A, Vishal K. Within-subject changes in shoulder girdle muscle activation after soft tissue mobilization of the upper trapezius. *J Chiropr Med.* 2022;21(3):149–156. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2022.04.003>.

- [184] Figas G, Hadamus A, Błażkiewicz M, Kujawa J. Symmetry of the neck muscles 'activity in the electromyography signal during basic motion patterns. *Sensors*. 2023;23(8):4170. <https://doi.org/10.3390/s23084170>.
- [185] King SL, Docrat A, Abdul-Rasheed A. Immediate effects of cervical spine manipulation compared with muscle energy technique on neck muscle activity and range of motion in asymptomatic participants: a randomized study. *J Chiropr Med*. 2022;21(4):241–248. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2022.04.001>.
- [186] Kurowski PR, Janczarzyk D. Porównanie wpływu techniki energii mięśniowej powtórzonej jednokrotnie i trzykrotnie na zmianę progu bólu i parametrów elektrofizjologicznych mięśnia czworobocznego grzbietu. *Szt Leczenia*. 2020. <https://doi.org/10.34938/ESHM-NB17>.
- [187] Ptaszkowski K, Słupska L, Paprocka-Borowicz M, i wsp. Comparison of the short-term outcomes after postisometric muscle relaxation or kinesio taping application for normalization of the upper trapezius muscle tone and the pain relief: a preliminary study. *Evid Based Complement Alternat Med*. 2015;2015:721938. <https://doi.org/10.1155/2015/721938>.
- [188] Sánchez-Infante J, Bravo-Sánchez A, Esteban-García P, i wsp. Changes in electromyographic activity of latent trigger points after a dry needling intervention: a randomised controlled trial. *Physiotherapy*. 2022;117:72–80. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2022.09.002>.
- [189] Kasper-Jędrzejewska M, Starzec-Proserpio M, Paprocka-Borowicz M, i wsp. The effects of one-time soft tissue therapy on pelvic floor muscle electromyographic signals in women with urinary incontinence: a randomized intervention trial. *Neurourol Urodyn*. 2024;43(2):320–328. <https://doi.org/10.1002/nau.25354>.
- [190] Sulowska-Daszyk I, Gamrot S, Handzlik-Waszkiewicz P. A single session of temporomandibular joint soft tissue therapy and its effect on pelvic floor muscles activity in women—a randomized controlled trial. *J Clin Med*. 2024;13(23):7037. <https://doi.org/10.3390/jcm13237037>.
- [191] De Meulemeester K, Calders P, Dewitte V, i wsp. Surface electromyographic activity of the upper trapezius before and after a single dry needling session in female office workers with trapezius myalgia. *Am J Phys Med Rehabil*. 2017;96(12):861–868. <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000761>.
- [192] Saleh AM, Abdel-Aal NM, Mohamed MEM, Samy MAM. Effect of algometric pressure release versus post isometric relaxation on myofascial trigger points of the upper trapezius: a randomized controlled study. *South East Eur J Public Health*. 2024;25(S1):2048–2058. <https://doi.org/10.70135/seejph.vi.2285>.
- [193] Studnicki R, Naderza W, Niespodziński B, i wsp. Effects of shoulder manipulation on electromyography measures in archery athletes during recovery from fatigue: a comparison between sexes. *Retos*. 2024;60:720–729.
- [194] Li Y, Li X, Song H, i wsp. Health-related outcomes with supervised exercise and myofascial release versus only supervised exercise in subacromial pain syndrome: a randomized controlled single-blind study. *BMC Sports Sci Med Rehabil*. 2024;16(1):171. <https://doi.org/10.1186/s13102-024-00960-z>.

- [195] Li N, Wang Q, Ai S, i wsp. Effects of platelet-rich plasma injection on electrical activity and biomechanics of the erector spinae muscles in lumbar myofascial pain syndrome. *Sci Rep.* 2024;14:21738. <https://doi.org/10.1038/s41598-024-72554-1>.
- [196] Wegner-Czerniak K, Mączyński J, Błaszczak A, Ogurkowska MB. Magnitude of changes in muscle endurance in the Biering-Sorensen test and changes in balance in subjects with low back pain treated with muscle energy techniques. *Acta Bioeng Biomech.* 2024;26(1):9. <https://doi.org/10.37190/ABB-02384-2024-02>.
- [197] Abiara S, Heinrichs V, Chorneyko A, Lang AE. Acute effects of lower trapezius activation exercises on shoulder muscle activation during overhead functional tasks in symptomatic and asymptomatic adults. *PeerJ.* 2025;13:e19861. <https://doi.org/10.7717/peerj.19861>.
- [198] Szyszka-Sommerfeld L, Sycińska-Dziarnowska M, Cernera M, i wsp. Electromyographic assessment of muscle activity in children undergoing orthodontic treatment—a systematic review. *J Clin Med.* 2024;13(7):2051. <https://doi.org/10.3390/jcm13072051>.

Streszczenie

„Wpływ terapii pozycyjnego rozluźniania oraz techniki energii mięśniowej utajonych punktów spustowych mięśnia mostkowo-obojęczkowo-sutkowego na zmiany zakresu ruchu kręgosłupa szyjnego oraz aktywności bioelektrycznej wybranych mięśni.”

Wprowadzenie do tematu

Obecność MPPS w obrębie mięśni otaczających odcinek szyjny kręgosłupa w dużym stopniu przyczynia się do powstawania dolegliwości bólowych. Problem ten jest bardzo powszechny i wpływa na jakość życia oraz pogorszenie wydajności pracy społeczeństwa.

Cel pracy:

Ocena wpływu terapii pozycyjnego rozluźniania oraz techniki energii mięśniowej utajonych mięśniowo-powięziowych punktów spustowych mięśnia mostkowo-obojęczkowo-sutkowego na zakres ruchu odcinka szyjnego kręgosłupa, jakość życia oraz aktywność bioelektryczną i próg bólu wybranych mięśni.

Material i metody

Do badań włączono 108 studentów uczelni wyższych w Krakowie, między 19-26 r.ż. Badanie przeprowadzono w sposób randomizowany, kontrolowany w grupach równoległych. Uczestników w sposób losowy przydzielono do grup A, B lub C, każda po 36 osób. W grupie A zastosowano połączenie dwóch terapii - pozycyjnego rozluźniania metodą Jonesa oraz techniki energii mięśniowej według Chaitowa. Uczestnicy grup A i B otrzymali zestaw ćwiczeń na odcinek szyjny kręgosłupa do wykonywania w domu codziennie przez 3 tygodnie oraz przeprowadzono edukację przyjmowania prawidłowej postawy ciała. Grupa C stanowiła grupę kontrolną bez interwencji. W każdej z grup wykonano uczestnikom obowiązujące w projekcie naukowym pomiary: zakresu ruchu odcinka szyjnego, progu bólu uciskowego oraz aktywności bioelektrycznej wybranych mięśni.

Wyniki

Wyniki badań wykazują na istotny wpływ czynnika czasu (pomiary 1-4) dla skali VAS. Nie wskazano natomiast istotnej interakcji grupa x czas ($p > 0,05$). Po przeprowadzonych badaniach wyniki wskazały duży efekt czasu w przypadku indeksu jakości życia ($F(1,37; 143,40) = 94,51; p < 0,001; \eta^2 = 0,474$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,46$) oraz stwierdzono istotną interakcję pomiędzy czynnikiem grupy a czasem pomiaru ($F(2,73; 143,40) = 19,389; p < 0,001; \eta^2 = 0,270$; *Greenhouse-Geisser* $\epsilon = 0,46$). W

grupie A oraz B wartości indeksu jakości życia istotnie uległ redukcji w pomiarze drugim. W grupie kontrolnej nie obserwowano istotnych statystycznie zmian w przypadku indeksu jakości życia.

Wyniki wykazują na istotny statystycznie wpływ przeprowadzonych interwencji w grupie A oraz B w zakresie zwiększenia progu bólu uciskowego we wszystkich badanych mięśniach. W grupie kontrolnej nie zanotowano istotnych statystycznie różnic pomiędzy pomiarami w każdym ocenianiu mięśniu ($p > 0,05$).

Analiza zakresu ruchu kręgosłupa szyjnego po przeprowadzonych interwencjach wykazała, że zarówno grupa A oraz B wykazała istotne statystycznie zwiększenie wartości kątowych kręgosłupa szyjnego w przypadku zgięcia, wyprostu oraz zgięcia bocznego w prawo. W grupie B wyniki wskazały na istotnie statystycznie zwiększenie zakresu ruchu również w przypadku rotacji kręgosłupa szyjnego w lewo. W grupie kontrolnej nie zanotowano istotnych statystycznie różnic pomiędzy pomiarami ($p > 0,05$). Natomiast w przypadku zgięcia bocznego kręgosłupa szyjnego w lewo nie wskazano istotnie statystycznie interakcji grupa x czas.

Po przeprowadzeniu interwencji w grupie A oraz B zaobserwowano istotne zmniejszenie aktywności bioelektrycznej we wszystkich badanych mięśniach w trakcie spoczynku. Analiza wyników wykazała istotnie statystycznie zmniejszenie aktywności bioelektrycznej mięśnia MOS prawego w trakcie skurczu jednostronnego w grupie A oraz B oraz na istotne zmniejszenie aktywności bioelektrycznej części górnej m. czworobocznego grzbietu po stronie prawej. W przypadku pozostałych badanych mięśni nie zanotowano istotnych statystycznie różnic pomiędzy pomiarami ($p > 0,05$). Analiza wyników wykazała istotne statystycznie zmniejszenie aktywności bioelektrycznej mięśnia MOS lewego w trakcie skurczu jednostronnego w grupie A oraz B oraz istotne zmniejszenie aktywności bioelektrycznej cz. górnej m. czw. po stronie prawej. W przypadku pozostałych badanych mięśni nie zanotowano istotnych statystycznie różnic pomiędzy pomiarami ($p > 0,05$). Przeprowadzone badania wykazały istotne zmniejszenie aktywności bioelektrycznej podczas unoszenia barków w grupie A oraz B dla górnej części mięśnia czworobocznego grzbietu po prawej oraz lewej stronie. Podczas unoszenia barków zaobserwowano także istotne statystycznie zmniejszenie aktywności bioelektrycznej mięśni MOS w grupie A. W grupie kontrolnej zarówno w przypadku aktywności bioelektrycznej podczas spoczynku, jak i podczas wykonywania poszczególnych ruchów nie zaobserwowano istotnych statystycznie różnic pomiędzy pomiarami ($p > 0,05$).

Wnioski

Przeprowadzone badania pozwoliły stwierdzić, że zastosowane interwencje w większości ocenianych parametrach wpływają korzystnie na funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego powodując zmiany czynnościowe w zakresie ruchu odcinka szyjnego kręgosłupa, jakości życia, aktywności bioelektrycznej oraz progu bólu wybranych mięśni. Zaobserwowano zależność funkcjonalną między mięśniem mostkowo-obojędkowo-sutkowym, a górną częścią mięśnia czworobocznego grzbietu. Z punktu widzenia praktyki klinicznej zarówno przeprowadzenie łączonej terapii pozycyjnego rozluźniania metodą Jonesa oraz techniki energii mięśniowej według Chaitowa wraz z odpowiednio dopasowanymi ćwiczeniami, jak i zastosowanie samych ćwiczeń może stanowić istotny element w programowaniu fizjoterapii dla pacjentów z dysfunkcją szyjnego odcinka kręgosłupa.

Abstract

The Effect of Positional Release Techniques and Muscle Energy Technique Applied to Latent Myofascial Trigger Points of the Sternocleidomastoid Muscle on Cervical Spine Range of Motion and Bioelectrical Activity of Selected Muscles

Introduction

The presence of myofascial trigger points in the muscles surrounding the cervical spine significantly contributes to the development of pain syndromes. This condition is highly prevalent and negatively affects both quality of life and work productivity.

Aim

The aim of this study was to evaluate the effects of Positional Release Techniques and the Muscle Energy Technique applied to latent myofascial trigger points of the sternocleidomastoid muscle on cervical spine range of motion, quality of life, pain pressure threshold, and bioelectrical activity of selected muscles.

Materials and Methods

A total of 108 university students aged 19–26 years from Kraków were included in this randomized controlled, parallel-group study. Participants were randomly assigned to three groups (A, B, and C), each consisting of 36 individuals.

Group A received a combination of Positional Release Techniques (Jones method) and the Muscle Energy Technique (Chaitow). Both groups A and B followed an identical standardized home-based exercise program targeting the cervical spine, performed daily for three weeks, and received postural education. Group C served as a control group and did not receive any intervention.

All participants underwent repeated measurements, including cervical spine range of motion, pain pressure threshold, and bioelectrical activity of selected muscles.

Results

The results demonstrated a significant effect of time (measurement points 1–4) for the Visual Analog Scale (VAS), with no significant group $\times$ time interaction ($p > 0.05$).

A strong time effect was observed for quality of life ($F(1.37, 143.40) = 94.51$; $p < 0.001$; $\eta^2 = 0.474$; Greenhouse–Geisser $\varepsilon = 0.46$), along with a significant interaction between

group and time ($F(2.73, 143.40) = 19.389$; $p < 0.001$; $\eta p^2 = 0.270$). A significant reduction in quality of life scores was observed at the second measurement in groups A and B, whereas no significant changes were found in the control group.

Both intervention groups (A and B) showed a statistically significant increase in pain pressure threshold across all examined muscles, while no significant changes were observed in the control group ($p > 0.05$).

Analysis of cervical spine range of motion revealed significant improvements in flexion, extension, and right lateral flexion in both groups A and B. Additionally, group B demonstrated a significant increase in left cervical rotation. No significant changes were observed in the control group. No significant interaction between group and time was found for left lateral flexion.

Following the interventions, both groups A and B showed a significant reduction in resting bioelectrical activity in all examined muscles. A significant decrease in bioelectrical activity of the right sternocleidomastoid muscle during unilateral contraction was observed in both groups, along with reduced activity in the right upper trapezius muscle.

Similarly, a significant reduction in left sternocleidomastoid muscle activity during unilateral contraction and decreased upper trapezius activity were observed. During shoulder elevation, both groups demonstrated a significant reduction in upper trapezius activity bilaterally, while a decrease in sternocleidomastoid activity was observed only in group A.

No significant changes in bioelectrical activity were found in the control group, either at rest or during functional tasks ($p > 0.05$).

Conclusions

The applied interventions demonstrated beneficial effects across most analyzed parameters, improving musculoskeletal function, including cervical spine mobility, quality of life, bioelectrical muscle activity, and pain pressure threshold.

A functional relationship between the sternocleidomastoid muscle and the upper trapezius muscle was observed.

From a clinical perspective, both the combined therapy (Positional Release Techniques and Muscle Energy Technique) supplemented with targeted exercises, as well as exercise alone, may constitute effective components of physiotherapy programs for patients with cervical spine dysfunction.

Spis tabel

Tabela 1. Lokalizacja bólu promieniującego, objawy oraz czynniki wyzwalające mięśniowo-powięziowe punkty spustowe na mięśni MOS (opracowanie własne na podstawie pozycji 52)	17
Tabela 2. Ból promieniujący, objawy oraz czynniki wyzwalające mięśniowo-powięziowe punkty spustowe na mięśni czworobocznym grzbietu (opracowanie własne na podstawie pozycji 52)	18
Tabela 3. Kryteria główne oraz uzupełniające przy diagnostyce MPPS [52]	21
Tabela 4. Charakterystyka badanych osób	32
Tabela 5. Sposób wykonania techniki pozycyjnego rozluźniania m. MOS według metody Jonesa	45
Tabela 6. Sposób wykonania techniki energii mięśniowej m. MOS według metody Chaitowa	47
Tabela 7. Statystyki opisowe skali VAS.....	51
Tabela 8. Statystyki opisowe wymiaru fizycznego, mentalnego oraz wyniku sumarycznego kwestionariusza SF-36 polskiej wersji	53
Tabela 9. Statystyki opisowe odnoszące się do oceny progu bólu uciskowego wybranych mięśni	58
Tabela 10. Statystyki opisowe wskaźników CROM mierzących zakres ruchu kręgosłupa szyjnego	65
Tabela 11. Aktywność bioelektryczna badanych mięśni w spoczynku	74
Tabela 12. Aktywność bioelektryczna mięśni podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie prawej	82
Tabela 13. Aktywność bioelektryczna mięśni podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie lewej	88
Tabela 14. Aktywność bioelektryczna mięśni podczas wykonywania ruchu unoszenia barków (zaangażowanie górnej części m. czworobocznego grzbietu)	

Spis rycin

Rycina 1. Błyszka powierzchnia, środkowa oraz głęboka powięzi głębokiej szyi [26]	9
Rycina 2. Powiązanie pomiędzy MPPS, a dysfunkcją powięzi (opracowanie własne na podstawie pozycji 25)	11
Rycina 3. Mechanizm powstawania, aktywacji oraz dezaktywacji MPPS (opracowanie własne na podstawie pozycji 25).....	15
Rycina 4. Mięsień MOS część mostkowa i obojczykowa: mięśniowo-powięziowe punkty spustowe z lokalizacją promieniowania [52]	17
Rycina 5. Mięsień czworoboczny grzbietu część zstępująca: mięśniowo-powięziowe punkty spustowe z lokalizacją promieniowania [52]	19
Rycina 6. Część poprzeczna i wstępująca mięśnia czworobocznego grzbietu: mięśniowo-powięziowe punkty spustowe z lokalizacją promieniowania [52].....	19
Rycina 7. Rozkład uczestników pod względem płci w poszczególnych grupach	33
Rycina 8. Schemat przeprowadzonych badań wraz z legendą	33
Rycina 9. Dynamometr ręczny MicroFET 2	36
Rycina 10. Cervical Range-of-Motion instrument	37
Rycina 11. Pozycja wyjściowa do pomiaru zakresu ruchu kręgosłupa szyjnego	39
Rycina 12. Pomiar wyprostu oraz rotacji w lewo kręgosłupa szyjnego	39
Rycina 13. Elektrody powierzchniowe Sorimex	40
Rycina 14. Rozmieszczenie elektrod powierzchniowych podczas badania	42
Rycina 15. Technika pozycyjnego rozluźniania wykonywana na uczestniku badań	46
Rycina 16. Technika energii mięśniowej wykonywana na uczestniku badań.....	47
Rycina 17. Oszacowane średnie brzegowe wyników skali VAS w badanych grupach.....	52
Rycina 18. Oszacowane średnie brzegowe wyników wymiaru fizycznego jakości życia kwestionariusza SF-36 w badanych grupach	54
Rycina 19. Oszacowane średnie brzegowe wyników wymiaru mentalnego jakości życia kwestionariusza SF-36 w badanych grupach	55
Rycina 20. Oszacowane średnie brzegowe sumarycznego wyniku kwestionariusza SF-36 (indeks jakości życia) w badanych grupach.....	57
Rycina 21. Oszacowane średnie brzegowe progu bólu uciskowego dla cz. górnej m. czw. po stronie Pr w badanych grupach	59
Rycina 22. Oszacowane średnie brzegowe progu bólu uciskowego dla cz. górnej m. czw. Le stronie Le w badanych grupach.....	61
Rycina 23. Oszacowane średnie brzegowe progu bólu uciskowego dla m. MOS po stronie Pr w badanych grupach	62
Rycina 24. Oszacowane średnie brzegowe progu bólu uciskowego dla m. MOS po stronie Le w badanych grupach	63
Rycina 25. Oszacowane średnie brzegowe dla zakresu ruchu – zgięcie kręgosłupa C w badanych grupach	66
Rycina 26. Oszacowane średnie brzegowe dla zakresu ruchu – wyprost C w badanych grupach	68
Rycina 27. Oszacowane średnie brzegowe dla zakresu ruchu – zg. b. w Pr kręgosłupa C w badanych grupach	69
Rycina 28. Oszacowane średnie brzegowe dla zakresu ruchu – zg. b. w Le kręgosłupa C w badanych grupach	70

Rycina 29. Oszacowane średnie brzegowe dla zakresu ruchu – rotacja w Pr kręgosłupa C w badanych grupach	71
Rycina 30. Oszacowane średnie brzegowe dla zakresu ruchu – rotacja w Le kręgosłupa C w badanych grupach	72
Rycina 31. Oszacowane średnie brzegowe aktywności bioelektrycznej m. MOS po stronie Le w spoczynku w badanych grupach.....	76
Rycina 32. Oszacowane średnie brzegowe aktywności bioelektrycznej m. MOS po stronie Pr w spoczynku w badanych grupach.....	77
Rycina 33. Oszacowane średnie brzegowe aktywności bioelektrycznej cz. górnej m. czw. po stronie Le w spoczynku w badanych grupach.....	79
Rycina 34. Oszacowane średnie brzegowe aktywności bioelektrycznej cz. górnej m. czw. po stronie Pr w spoczynku w badanych grupach	80
Rycina 35. Oszacowane średnie brzegowe aktywności bioelektrycznej m. MOS po stronie Le podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie prawej	83
Rycina 36. Oszacowane średnie brzegowe aktywności bioelektrycznej m. MOS po stronie Pr podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie prawej	84
Rycina 37. Oszacowane średnie brzegowe aktywności bioelektrycznej cz. górnej m. czw. po stronie Le podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie prawej	85
Rycina 38. Oszacowane średnie brzegowe wyników cz. górnej m. czw. po stronie Pr podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie prawej	87
Rycina 39. Oszacowane średnie brzegowe aktywności bioelektrycznej m. MOS po stronie Le podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie lewej	90
Rycina 40. Oszacowane średnie brzegowe wyników m. MOS po stronie Pr podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie lewej	91
Rycina 41. Oszacowane średnie brzegowe aktywności bioelektrycznej cz. górnej m. czw. po stronie Le podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie lewej	92
Rycina 42. Oszacowane średnie brzegowe wyników cz. górnej m. czw. po stronie Pr podczas wykonywania skurczu jednostronnego m. MOS po stronie lewej	93
Rycina 43. Oszacowane średnie brzegowe wyników m. MOS po stronie Le podczas wykonywania ruchu unoszenia barków	96
Rycina 44. Oszacowane średnie brzegowe wyników m. MOS po stronie Pr podczas wykonywania ruchu unoszenia barków	98
Rycina 45. Oszacowane średnie brzegowe wyników cz. górnej m. czw. po stronie Le podczas wykonywania ruchu unoszenia barków	99
Rycina 46. Oszacowane średnie brzegowe wyników cz. górnej m. czw. po stronie Pr podczas wykonywania ruchu unoszenia barków	101

Aneks

Tabela 1a. Porównania parami (pomiar 1-4) w badanych grupach dla wymiaru fizycznego kwestionariusza SF-36 polskiej wersji

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	5,028*	,652	,000	3,274	6,781
		3	3,389*	,749	,000	1,376	5,402
		4	,500*	,144	,005	,112	,888
	2	1	-5,028*	,652	,000	-6,781	-3,274
		3	-1,639*	,342	,000	-2,559	-,719
		4	-4,528*	,648	,000	-6,270	-2,785
	3	1	-3,389*	,749	,000	-5,402	-1,376
		2	1,639*	,342	,000	,719	2,559
		4	-2,889*	,755	,001	-4,920	-,857
	4	1	-,500*	,144	,005	-,888	-,112
		2	4,528*	,648	,000	2,785	6,270
		3	2,889*	,755	,001	,857	4,920
B	1	2	5,306*	,652	,000	3,552	7,059
		3	3,722*	,749	,000	1,709	5,735
		4	,306	,144	,218	-,082	,693
	2	1	-5,306*	,652	,000	-7,059	-3,552
		3	-1,583*	,342	,000	-2,503	-,664
		4	-5,000*	,648	,000	-6,742	-3,258
	3	1	-3,722*	,749	,000	-5,735	-1,709
		2	1,583*	,342	,000	,664	2,503
		4	-3,417*	,755	,000	-5,448	-1,385
	4	1	-,306	,144	,218	-,693	,082

		2	5,000*	,648	,000	3,258	6,742
		3	3,417*	,755	,000	1,385	5,448
C	1	2	,389	,652	1,000	-1,365	2,142
		3	,556	,749	1,000	-1,458	2,569
		4	,056	,144	1,000	-,332	,443
	2	1	-,389	,652	1,000	-2,142	1,365
		3	,167	,342	1,000	-,753	1,086
		4	-,333	,648	1,000	-2,076	1,409
	3	1	-,556	,749	1,000	-2,569	1,458
		2	-,167	,342	1,000	-1,086	,753
		4	-,500	,755	1,000	-2,532	1,532
	4	1	-,056	,144	1,000	-,443	,332
		2	,333	,648	1,000	-1,409	2,076
		3	,500	,755	1,000	-1,532	2,532

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie ,05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroniego

Tabela 2a. Porównania parami (pomiar 1-4) w badanych grupach dla wymiaru mentalnego kwestionariusza SF-36 polskiej wersji

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	2,250*	,343	,000	1,329	3,171
		3	1,972*	,415	,000	,857	3,088
		4	,222	,085	,061	-,006	,450
	2	1	-2,250*	,343	,000	-3,171	-1,329
		3	-,278	,246	1,000	-,939	,384
		4	-2,028*	,360	,000	-2,997	-1,059
	3	1	-1,972*	,415	,000	-3,088	-,857

		2	,278	,246	1,000	-,384	,939
		4	-1,750*	,431	,001	-2,910	-,590
	4	1	-,222	,085	,061	-,450	,006
		2	2,028*	,360	,000	1,059	2,997
		3	1,750*	,431	,001	,590	2,910
B	1	2	2,500*	,343	,000	1,579	3,421
		3	2,250*	,415	,000	1,134	3,366
		4	,000	,085	1,000	-,228	,228
	2	1	-2,500*	,343	,000	-3,421	-1,579
		3	-,250	,246	1,000	-,911	,411
		4	-2,500*	,360	,000	-3,469	-1,531
	3	1	-2,250*	,415	,000	-3,366	-1,134
		2	,250	,246	1,000	-,411	,911
		4	-2,250*	,431	,000	-3,410	-1,090
	4	1	,000	,085	1,000	-,228	,228
		2	2,500*	,360	,000	1,531	3,469
		3	2,250*	,431	,000	1,090	3,410
C	1	2	3,553E-15	,343	1,000	-,921	,921
		3	,083	,415	1,000	-1,032	1,199
		4	-,028	,085	1,000	-,256	,200
	2	1	-3,553E-15	,343	1,000	-,921	,921
		3	,083	,246	1,000	-,578	,745
		4	-,028	,360	1,000	-,997	,941
	3	1	-,083	,415	1,000	-1,199	1,032
		2	-,083	,246	1,000	-,745	,578
		4	-,111	,431	1,000	-1,271	1,049
	4	1	,028	,085	1,000	-,200	,256

		2	,028	,360	1,000	-,941	,997
		3	,111	,431	1,000	-1,049	1,271

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie .05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroniego

Tabela 3a. Porównania parami (pomiar 1-4) w badanych grupach dla sumarycznego wyniku jakości życia kwestionariusza SF-36

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	7,278*	,697	,000	5,404	9,152
		3	5,361*	,824	,000	3,147	7,576
		4	,722*	,185	,001	,224	1,221
	2	1	-7,278*	,697	,000	-9,152	-5,404
		3	-1,917*	,432	,000	-3,079	-,754
		4	-6,556*	,686	,000	-8,401	-4,710
	3	1	-5,361*	,824	,000	-7,576	-3,147
		2	1,917*	,432	,000	,754	3,079
		4	-4,639*	,833	,000	-6,880	-2,398
	4	1	-,722*	,185	,001	-1,221	-,224
		2	6,556*	,686	,000	4,710	8,401
		3	4,639*	,833	,000	2,398	6,880
B	1	2	7,806*	,697	,000	5,932	9,679
		3	5,972*	,824	,000	3,758	8,187
		4	,306	,185	,613	-,193	,804
	2	1	-7,806*	,697	,000	-9,679	-5,932
		3	-1,833*	,432	,000	-2,996	-,671
		4	-7,500*	,686	,000	-9,345	-5,655

	3	1	-5,972*	,824	,000	-8,187	-3,758
		2	1,833*	,432	,000	,671	2,996
		4	-5,667*	,833	,000	-7,908	-3,426
	4	1	-,306	,185	,613	-,804	,193
		2	7,500*	,686	,000	5,655	9,345
		3	5,667*	,833	,000	3,426	7,908
C	1	2	,389	,697	1,000	-1,485	2,263
		3	,639	,824	1,000	-1,576	2,853
		4	,028	,185	1,000	-,471	,526
	2	1	-,389	,697	1,000	-2,263	1,485
		3	,250	,432	1,000	-,913	1,413
		4	-,361	,686	1,000	-2,207	1,484
	3	1	-,639	,824	1,000	-2,853	1,576
		2	-,250	,432	1,000	-1,413	,913
		4	-,611	,833	1,000	-2,852	1,630
	4	1	-,028	,185	1,000	-,526	,471
		2	,361	,686	1,000	-1,484	2,207
		3	,611	,833	1,000	-1,630	2,852

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie ,05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroniego

Tabela 4a. Porównania parami (pomiar 1-4) w badanych grupach dla progu bólu uciskowego cz. górnej m. czw. po stronie Pr

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	-,289*	,094	,016	-,542	-,036
		3	-,133	,076	,499	-,338	,072

		4	-,028	,066	1,000	-,205	,150
	2	1	,289*	,094	,016	,036	,542
		3	,156	,062	,086	-,012	,323
		4	,261*	,073	,003	,065	,457
	3	1	,133	,076	,499	-,072	,338
		2	-,156	,062	,086	-,323	,012
		4	,106	,050	,226	-,029	,240
	4	1	,028	,066	1,000	-,150	,205
		2	-,261*	,073	,003	-,457	-,065
		3	-,106	,050	,226	-,240	,029
B	1	2	-,447*	,094	,000	-,700	-,194
		3	-,400*	,076	,000	-,605	-,195
		4	-,256*	,066	,001	-,433	-,078
	2	1	,447*	,094	,000	,194	,700
		3	,047	,062	1,000	-,121	,215
		4	,192	,073	,058	-,004	,387
	3	1	,400*	,076	,000	,195	,605
		2	-,047	,062	1,000	-,215	,121
		4	,144*	,050	,029	,010	,279
	4	1	,256*	,066	,001	,078	,433
		2	-,192	,073	,058	-,387	,004
		3	-,144*	,050	,029	-,279	-,010
C	1	2	,008	,094	1,000	-,245	,261
		3	,039	,076	1,000	-,166	,244
		4	-,028	,066	1,000	-,205	,150
	2	1	-,008	,094	1,000	-,261	,245

		3	,031	,062	1,000	-,137	,198
		4	-,036	,073	1,000	-,232	,160
	3	1	-,039	,076	1,000	-,244	,166
		2	-,031	,062	1,000	-,198	,137
		4	-,067	,050	1,000	-,202	,068
	4	1	,028	,066	1,000	-,150	,205
		2	,036	,073	1,000	-,160	,232
		3	,067	,050	1,000	-,068	,202

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie ,05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroniego

Tabela 5a. Porównania parami (pomiar 1-4) w badanych grupach dla progu bólu uciskowego cz. górnej m. czw. po stronie Le

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	-,147*	,038	,001	-,251	-,044
		3	-,044	,043	1,000	-,160	,072
		4	-,047	,044	1,000	-,165	,071
	2	1	,147*	,038	,001	,044	,251
		3	,103*	,036	,032	,006	,200
		4	,100	,047	,223	-,027	,227
	3	1	,044	,043	1,000	-,072	,160
		2	-,103*	,036	,032	-,200	-,006
		4	-,003	,046	1,000	-,128	,122
	4	1	,047	,044	1,000	-,071	,165
		2	-,100	,047	,223	-,227	,027
		3	,003	,046	1,000	-,122	,128

B	1	2	-,219*	,038	,000	-,323	-,116
		3	-,200*	,043	,000	-,316	-,084
		4	-,158*	,044	,003	-,276	-,040
	2	1	,219*	,038	,000	,116	,323
		3	,019	,036	1,000	-,078	,116
		4	,061	,047	1,000	-,066	,188
	3	1	,200*	,043	,000	,084	,316
		2	-,019	,036	1,000	-,116	,078
		4	,042	,046	1,000	-,083	,167
	4	1	,158*	,044	,003	,040	,276
		2	-,061	,047	1,000	-,188	,066
		3	-,042	,046	1,000	-,167	,083
C	1	2	,011	,038	1,000	-,092	,114
		3	-2,665E-15	,043	1,000	-,116	,116
		4	-,017	,044	1,000	-,135	,101
	2	1	-,011	,038	1,000	-,114	,092
		3	-,011	,036	1,000	-,108	,086
		4	-,028	,047	1,000	-,155	,100
	3	1	2,665E-15	,043	1,000	-,116	,116
		2	,011	,036	1,000	-,086	,108
		4	-,017	,046	1,000	-,142	,108
	4	1	,017	,044	1,000	-,101	,135
		2	,028	,047	1,000	-,100	,155
		3	,017	,046	1,000	-,108	,142

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie ,05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroniego

Tabela 6a. Porównania parami (pomiaru 1-4) w badanych grupach dla progu bólu uciskowego m. MOS po stronie Pr

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	-,461*	,079	,000	-,675	-,248
		3	-,403*	,079	,000	-,614	-,192
		4	-,308*	,067	,000	-,489	-,128
	2	1	,461*	,079	,000	,248	,675
		3	,058	,050	1,000	-,075	,192
		4	,153*	,047	,010	,026	,280
	3	1	,403*	,079	,000	,192	,614
		2	-,058	,050	1,000	-,192	,075
		4	,094	,048	,319	-,035	,224
	4	1	,308*	,067	,000	,128	,489
		2	-,153*	,047	,010	-,280	-,026
		3	-,094	,048	,319	-,224	,035
B	1	2	-,928*	,079	,000	-1,141	-,714
		3	-,861*	,079	,000	-1,072	-,650
		4	-,472*	,067	,000	-,652	-,292
	2	1	,928*	,079	,000	,714	1,141
		3	,067	,050	1,000	-,067	,200
		4	,456*	,047	,000	,328	,583
	3	1	,861*	,079	,000	,650	1,072
		2	-,067	,050	1,000	-,200	,067
		4	,389*	,048	,000	,259	,519
	4	1	,472*	,067	,000	,292	,652

		2	-,456*	,047	,000	-,583	-,328
		3	-,389*	,048	,000	-,519	-,259
C	1	2	-,015	,079	1,000	-,229	,198
		3	,008	,079	1,000	-,203	,220
		4	-,001	,067	1,000	-,182	,179
	2	1	,015	,079	1,000	-,198	,229
		3	,024	,050	1,000	-,110	,157
		4	,014	,047	1,000	-,113	,141
	3	1	-,008	,079	1,000	-,220	,203
		2	-,024	,050	1,000	-,157	,110
		4	-,010	,048	1,000	-,140	,120
	4	1	,001	,067	1,000	-,179	,182
		2	-,014	,047	1,000	-,141	,113
		3	,010	,048	1,000	-,120	,140

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie ,05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroniego

Tabela 7a. Porównania parami (pomiar 1-4) w badanych grupach dla progu bólu uciskowego m. MOS po stronie Le

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	-,429*	,071	,000	-,620	-,238
		3	-,399*	,072	,000	-,592	-,205
		4	-,310*	,052	,000	-,451	-,169
	2	1	,429*	,071	,000	,238	,620
		3	,031	,024	1,000	-,035	,096

	3	4	,119	,046	,062	-,004	,243
		1	,399*	,072	,000	,205	,592
		2	-,031	,024	1,000	-,096	,035
	4	4	,089	,047	,383	-,039	,217
		1	,310*	,052	,000	,169	,451
		2	-,119	,046	,062	-,243	,004
		3	-,089	,047	,383	-,217	,039
B	1	2	-,903*	,071	,000	-1,094	-,712
		3	-,794*	,072	,000	-,988	-,601
		4	-,392*	,052	,000	-,533	-,251
	2	1	,903*	,071	,000	,712	1,094
		3	,108*	,024	,000	,043	,174
		4	,511*	,046	,000	,388	,634
	3	1	,794*	,072	,000	,601	,988
		2	-,108*	,024	,000	-,174	-,043
		4	,403*	,047	,000	,275	,530
	4	1	,392*	,052	,000	,251	,533
		2	-,511*	,046	,000	-,634	-,388
		3	-,403*	,047	,000	-,530	-,275
C	1	2	,006	,071	1,000	-,185	,196
		3	,028	,072	1,000	-,166	,221
		4	-,019	,052	1,000	-,161	,122
	2	1	-,006	,071	1,000	-,196	,185
		3	,022	,024	1,000	-,043	,087
		4	-,025	,046	1,000	-,148	,098

	3	1	-,028	,072	1,000	-,221	,166
		2	-,022	,024	1,000	-,087	,043
		4	-,047	,047	1,000	-,175	,080
	4	1	,019	,052	1,000	-,122	,161
		2	,025	,046	1,000	-,098	,148
		3	,047	,047	1,000	-,080	,175

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie ,05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroniego

Tabela 8a. Porównania parami (pomiarzy 1-4) w badanych grupach dla zakresu ruchu zgięcia kręgosłupa C

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	-3,833*	,370	,000	-4,829	-2,837
		3	-2,917*	,281	,000	-3,673	-2,160
		4	-1,611*	,205	,000	-2,164	-1,059
	2	1	3,833*	,370	,000	2,837	4,829
		3	,917*	,320	,030	,055	1,778
		4	2,222*	,410	,000	1,121	3,324
	3	1	2,917*	,281	,000	2,160	3,673
		2	-,917*	,320	,030	-1,778	-,055
		4	1,306*	,308	,000	,478	2,133
	4	1	1,611*	,205	,000	1,059	2,164
		2	-2,222*	,410	,000	-3,324	-1,121
		3	-1,306*	,308	,000	-2,133	-,478
B	1	2	-5,667*	,370	,000	-6,663	-4,671
		3	-4,833*	,281	,000	-5,590	-4,077

	2	4	-,778*	,205	,002	-1,330	-,225
		1	5,667*	,370	,000	4,671	6,663
		3	,833	,320	,064	-,028	1,695
		4	4,889*	,410	,000	3,787	5,990
	3	1	4,833*	,281	,000	4,077	5,590
		2	-,833	,320	,064	-1,695	,028
		4	4,056*	,308	,000	3,228	4,883
	4	1	,778*	,205	,002	,225	1,330
		2	-4,889*	,410	,000	-5,990	-3,787
		3	-4,056*	,308	,000	-4,883	-3,228
C	1	2	,111	,370	1,000	-,885	1,107
		3	,111	,281	1,000	-,646	,868
		4	,250	,205	1,000	-,302	,802
	2	1	-,111	,370	1,000	-1,107	,885
		3	-7,105E-15	,320	1,000	-,861	,861
		4	,139	,410	1,000	-,963	1,240
	3	1	-,111	,281	1,000	-,868	,646
		2	7,105E-15	,320	1,000	-,861	,861
		4	,139	,308	1,000	-,689	,966
	4	1	-,250	,205	1,000	-,802	,302
		2	-,139	,410	1,000	-1,240	,963
		3	-,139	,308	1,000	-,966	,689

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie ,05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroniego

Tabela 9a. Porównania parami (pomiaru 1-4) w badanych grupach dla zakresu ruchu wyprustu kręgosłupa C

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	-7,333*	,382	,000	-8,362	-6,305
		3	-6,333*	,292	,000	-7,119	-5,547
		4	-5,333*	,246	,000	-5,995	-4,672
	2	1	7,333*	,382	,000	6,305	8,362
		3	1,000*	,272	,002	,269	1,731
		4	2,000*	,349	,000	1,061	2,939
	3	1	6,333*	,292	,000	5,547	7,119
		2	-1,000*	,272	,002	-1,731	-,269
		4	1,000*	,222	,000	,403	1,597
	4	1	5,333*	,246	,000	4,672	5,995
		2	-2,000*	,349	,000	-2,939	-1,061
		3	-1,000*	,222	,000	-1,597	-,403
B	1	2	-3,944*	,382	,000	-4,973	-2,916
		3	-3,167*	,292	,000	-3,953	-2,381
		4	-,889*	,246	,003	-1,550	-,227
	2	1	3,944*	,382	,000	2,916	4,973
		3	,778*	,272	,030	,047	1,509
		4	3,056*	,349	,000	2,116	3,995
	3	1	3,167*	,292	,000	2,381	3,953
		2	-,778*	,272	,030	-1,509	-,047
		4	2,278*	,222	,000	1,681	2,875
	4	1	,889*	,246	,003	,227	1,550
		2	-3,056*	,349	,000	-3,995	-2,116
		3	-2,278*	,222	,000	-2,875	-1,681
	1	2	,556	,382	,896	-,473	1,584

C		3	7,105E-15	,292	1,000	-,786	,786
		4	,278	,246	1,000	-,384	,939
	2	1	-,556	,382	,896	-1,584	,473
		3	-,556	,272	,260	-1,286	,175
		4	-,278	,349	1,000	-1,217	,661
	3	1	-7,105E-15	,292	1,000	-,786	,786
		2	,556	,272	,260	-,175	1,286
		4	,278	,222	1,000	-,319	,875
	4	1	-,278	,246	1,000	-,939	,384
		2	,278	,349	1,000	-,661	1,217
		3	-,278	,222	1,000	-,875	,319

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie ,05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroniego

Tabela 10a. Porównania parami (pomiarzy 1-4) w badanych grupach dla zakresu ruchu zg. b. w Pr kręgosłupa C

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	-3,667*	,527	,000	-5,083	-2,251
		3	-2,000*	,493	,001	-3,326	-,674
		4	-1,667*	,395	,000	-2,729	-,604
	2	1	3,667*	,527	,000	2,251	5,083
		3	1,667*	,226	,000	1,059	2,274
		4	2,000*	,300	,000	1,194	2,806
	3	1	2,000*	,493	,001	,674	3,326
		2	-1,667*	,226	,000	-2,274	-1,059
		4	,333	,263	1,000	-,375	1,041

	4	1	1,667*	,395	,000	,604	2,729
		2	-2,000*	,300	,000	-2,806	-1,194
		3	-,333	,263	1,000	-1,041	,375
B	1	2	-4,667*	,527	,000	-6,083	-3,251
		3	-3,722*	,493	,000	-5,048	-2,396
		4	-,778	,395	,310	-1,840	,285
	2	1	4,667*	,527	,000	3,251	6,083
		3	,944*	,226	,000	,337	1,552
		4	3,889*	,300	,000	3,083	4,695
	3	1	3,722*	,493	,000	2,396	5,048
		2	-,944*	,226	,000	-1,552	-,337
		4	2,944*	,263	,000	2,236	3,653
	4	1	,778	,395	,310	-,285	1,840
		2	-3,889*	,300	,000	-4,695	-3,083
		3	-2,944*	,263	,000	-3,653	-2,236
C	1	2	-,056	,527	1,000	-1,471	1,360
		3	,222	,493	1,000	-1,104	1,548
		4	7,105E-15	,395	1,000	-1,063	1,063
	2	1	,056	,527	1,000	-1,360	1,471
		3	,278	,226	1,000	-,330	,886
		4	,056	,300	1,000	-,750	,861
	3	1	-,222	,493	1,000	-1,548	1,104
		2	-,278	,226	1,000	-,886	,330
		4	-,222	,263	1,000	-,930	,486
	4	1	-7,105E-15	,395	1,000	-1,063	1,063
		2	-,056	,300	1,000	-,861	,750

		3	,222	,263	1,000	-,486	,930
--	--	---	------	------	-------	-------	------

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie ,05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroniego

Tabela 11a. Porównania parami (pomiaru 1-4) w badanych grupach dla zakresu ruchu rotacji w Pr kręgosłupa C

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	-1,111	,707	,715	-3,013	,791
		3	-,444	,456	1,000	-1,671	,782
		4	2,667*	,498	,000	1,327	4,006
	2	1	1,111	,707	,715	-,791	3,013
		3	,667	,592	1,000	-,925	2,259
		4	3,778*	,675	,000	1,962	5,593
	3	1	,444	,456	1,000	-,782	1,671
		2	-,667	,592	1,000	-2,259	,925
		4	3,111*	,311	,000	2,275	3,947
	4	1	-2,667*	,498	,000	-4,006	-1,327
		2	-3,778*	,675	,000	-5,593	-1,962
		3	-3,111*	,311	,000	-3,947	-2,275
B	1	2	-1,500	,707	,218	-3,402	,402
		3	-,861	,456	,371	-2,088	,365
		4	,389	,498	1,000	-,951	1,729
	2	1	1,500	,707	,218	-,402	3,402
		3	,639	,592	1,000	-,953	2,231
		4	1,889*	,675	,037	,074	3,704
	3	1	,861	,456	,371	-,365	2,088

		2	-,639	,592	1,000	-2,231	,953
		4	1,250*	,311	,001	,414	2,086
	4	1	-,389	,498	1,000	-1,729	,951
		2	-1,889*	,675	,037	-3,704	-,074
		3	-1,250*	,311	,001	-2,086	-,414
C	1	2	,944	,707	1,000	-,957	2,846
		3	,167	,456	1,000	-1,060	1,393
		4	,194	,498	1,000	-1,145	1,534
	2	1	-,944	,707	1,000	-2,846	,957
		3	-,778	,592	1,000	-2,370	,814
		4	-,750	,675	1,000	-2,565	1,065
	3	1	-,167	,456	1,000	-1,393	1,060
		2	,778	,592	1,000	-,814	2,370
		4	,028	,311	1,000	-,808	,864
	4	1	-,194	,498	1,000	-1,534	1,145
		2	,750	,675	1,000	-1,065	2,565
		3	-,028	,311	1,000	-,864	,808

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie ,05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroniego

Tabela 12a. Porównania parami (pomiaru 1-4) w badanych grupach dla zakresu ruchu rotacji w Le kręgosłupa C

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	-,556	,508	1,000	-1,923	,812
		3	,056	,440	1,000	-1,127	1,238
		4	,222	,402	1,000	-,859	1,304

	2	1	,556	,508	1,000	-,812	1,923
		3	,611	,313	,323	-,232	1,454
		4	,778	,312	,086	-,062	1,618
	3	1	-,056	,440	1,000	-1,238	1,127
		2	-,611	,313	,323	-1,454	,232
		4	,167	,222	1,000	-,431	,764
	4	1	-,222	,402	1,000	-1,304	,859
		2	-,778	,312	,086	-1,618	,062
		3	-,167	,222	1,000	-,764	,431
B	1	2	-2,000*	,508	,001	-3,367	-,633
		3	-1,111	,440	,078	-2,294	,072
		4	,306	,402	1,000	-,776	1,387
	2	1	2,000*	,508	,001	,633	3,367
		3	,889*	,313	,033	,046	1,732
		4	2,306*	,312	,000	1,466	3,145
	3	1	1,111	,440	,078	-,072	2,294
		2	-,889*	,313	,033	-1,732	-,046
		4	1,417*	,222	,000	,819	2,014
	4	1	-,306	,402	1,000	-1,387	,776
		2	-2,306*	,312	,000	-3,145	-1,466
		3	-1,417*	,222	,000	-2,014	-,819
C	1	2	,333	,508	1,000	-1,034	1,700
		3	,056	,440	1,000	-1,127	1,238
		4	-,111	,402	1,000	-1,193	,970
	2	1	-,333	,508	1,000	-1,700	1,034
		3	-,278	,313	1,000	-1,121	,565

		4	-,444	,312	,946	-1,284	,395
	3	1	-,056	,440	1,000	-1,238	1,127
		2	,278	,313	1,000	-,565	1,121
		4	-,167	,222	1,000	-,764	,431
	4	1	,111	,402	1,000	-,970	1,193
		2	,444	,312	,946	-,395	1,284
		3	,167	,222	1,000	-,431	,764

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie ,05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroniego

Tabela 13a. Porównania parami (pomiar 1-4) w badanych grupach dla aktywności bioelektrycznej w spoczynku m. MOS po stronie Le

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	,406*	,101	,001	,134	,677
		3	,223	,105	,212	-,058	,504
		4	,251*	,087	,027	,018	,483
	2	1	-,406*	,101	,001	-,677	-,134
		3	-,183*	,065	,035	-,357	-,008
		4	-,155	,076	,257	-,358	,048
	3	1	-,223	,105	,212	-,504	,058
		2	,183*	,065	,035	,008	,357
		4	,028	,079	1,000	-,185	,241
	4	1	-,251*	,087	,027	-,483	-,018
		2	,155	,076	,257	-,048	,358
		3	-,028	,079	1,000	-,241	,185
	1	2	,363*	,101	,003	,091	,634

B		3	,137	,105	1,000	-,144	,418
		4	,196	,087	,154	-,037	,428
	2	1	-,363*	,101	,003	-,634	-,091
		3	-,226*	,065	,004	-,401	-,051
		4	-,167	,076	,176	-,370	,036
	3	1	-,137	,105	1,000	-,418	,144
		2	,226*	,065	,004	,051	,401
		4	,059	,079	1,000	-,154	,272
	4	1	-,196	,087	,154	-,428	,037
		2	,167	,076	,176	-,036	,370
		3	-,059	,079	1,000	-,272	,154
C	1	2	,039	,101	1,000	-,232	,311
		3	-,010	,105	1,000	-,292	,271
		4	-,096	,087	1,000	-,329	,137
	2	1	-,039	,101	1,000	-,311	,232
		3	-,050	,065	1,000	-,224	,125
		4	-,135	,076	,457	-,339	,068
	3	1	,010	,105	1,000	-,271	,292
		2	,050	,065	1,000	-,125	,224
		4	-,086	,079	1,000	-,299	,128
	4	1	,096	,087	1,000	-,137	,329
		2	,135	,076	,457	-,068	,339
		3	,086	,079	1,000	-,128	,299

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie ,05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroniego

Tabela 14a. Porównania parami (pomiar 1-4) w badanych grupach dla aktywności bioelektrycznej w spoczynku m. MOS po stronie Pr

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	,542*	,079	,000	,331	,753
		3	,443*	,082	,000	,221	,665
		4	,392*	,069	,000	,207	,577
	2	1	-,542*	,079	,000	-,753	-,331
		3	-,099	,072	1,000	-,293	,095
		4	-,150	,082	,412	-,370	,069
	3	1	-,443*	,082	,000	-,665	-,221
		2	,099	,072	1,000	-,095	,293
		4	-,051	,069	1,000	-,237	,135
	4	1	-,392*	,069	,000	-,577	-,207
		2	,150	,082	,412	-,069	,370
		3	,051	,069	1,000	-,135	,237
B	1	2	,266*	,079	,006	,054	,477
		3	,252*	,082	,017	,030	,473
		4	,223*	,069	,009	,038	,408
	2	1	-,266*	,079	,006	-,477	-,054
		3	-,014	,072	1,000	-,208	,180
		4	-,043	,082	1,000	-,262	,177
	3	1	-,252*	,082	,017	-,473	-,030
		2	,014	,072	1,000	-,180	,208
		4	-,029	,069	1,000	-,214	,157
	4	1	-,223*	,069	,009	-,408	-,038
		2	,043	,082	1,000	-,177	,262
		3	,029	,069	1,000	-,157	,214

C	1	2	,080	,079	1,000	-,131	,291
		3	,115	,082	1,000	-,107	,337
		4	,074	,069	1,000	-,111	,259
	2	1	-,080	,079	1,000	-,291	,131
		3	,035	,072	1,000	-,160	,229
		4	-,006	,082	1,000	-,226	,214
	3	1	-,115	,082	1,000	-,337	,107
		2	-,035	,072	1,000	-,229	,160
		4	-,041	,069	1,000	-,226	,145
	4	1	-,074	,069	1,000	-,259	,111
		2	,006	,082	1,000	-,214	,226
		3	,041	,069	1,000	-,145	,226

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie ,05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroniego

Tabela 15a. Porównania parami (pomiarzy 1-4) w badanych grupach dla aktywności bioelektrycznej w spoczynku cz. górnej m. czw po stronie Le

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	1,058*	,253	,000	,378	1,739
		3	,965*	,254	,001	,283	1,647
		4	,902*	,232	,001	,279	1,525
	2	1	-1,058*	,253	,000	-1,739	-,378
		3	-,093	,137	1,000	-,461	,275
		4	-,156	,176	1,000	-,629	,316
	3	1	-,965*	,254	,001	-1,647	-,283
		2	,093	,137	1,000	-,275	,461

		4	-,063	,167	1,000	-,511	,385
	4	1	-,902*	,232	,001	-1,525	-,279
		2	,156	,176	1,000	-,316	,629
		3	,063	,167	1,000	-,385	,511
B	1	2	,851*	,253	,006	,171	1,532
		3	,866*	,254	,005	,184	1,548
		4	,919*	,232	,001	,296	1,541
	2	1	-,851*	,253	,006	-1,532	-,171
		3	,015	,137	1,000	-,353	,383
		4	,067	,176	1,000	-,405	,540
	3	1	-,866*	,254	,005	-1,548	-,184
		2	-,015	,137	1,000	-,383	,353
		4	,053	,167	1,000	-,396	,501
	4	1	-,919*	,232	,001	-1,541	-,296
		2	-,067	,176	1,000	-,540	,405
		3	-,053	,167	1,000	-,501	,396
C	1	2	-,005	,253	1,000	-,686	,675
		3	,161	,254	1,000	-,521	,843
		4	-,151	,232	1,000	-,774	,472
	2	1	,005	,253	1,000	-,675	,686
		3	,166	,137	1,000	-,202	,534
		4	-,146	,176	1,000	-,619	,327
	3	1	-,161	,254	1,000	-,843	,521
		2	-,166	,137	1,000	-,534	,202
		4	-,312	,167	,384	-,760	,136
	4	1	,151	,232	1,000	-,472	,774
		2	,146	,176	1,000	-,327	,619

		3	,312	,167	,384	-,136	,760
--	--	---	------	------	------	-------	------

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie ,05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroniego

Tabela 16a. Porównania parami (pomiar 1-4) w badanych grupach dla aktywności bioelektrycznej w spoczynku cz. górnej m. czw po stronie Pr

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	1,190*	,248	,000	,523	1,858
		3	1,173*	,242	,000	,522	1,824
		4	1,088*	,210	,000	,524	1,652
	2	1	-1,190*	,248	,000	-1,858	-,523
		3	-,017	,156	1,000	-,438	,403
		4	-,102	,184	1,000	-,597	,393
	3	1	-1,173*	,242	,000	-1,824	-,522
		2	,017	,156	1,000	-,403	,438
		4	-,085	,130	1,000	-,435	,265
	4	1	-1,088*	,210	,000	-1,652	-,524
		2	,102	,184	1,000	-,393	,597
		3	,085	,130	1,000	-,265	,435
B	1	2	,653	,248	,059	-,015	1,321
		3	1,026*	,242	,000	,375	1,677
		4	,837*	,210	,001	,273	1,401
	2	1	-,653	,248	,059	-1,321	,015
		3	,373	,156	,113	-,048	,793
		4	,184	,184	1,000	-,311	,679
	3	1	-1,026*	,242	,000	-1,677	-,375
		2	-,373	,156	,113	-,793	,048

		4	-,189	,130	,893	-,539	,161
	4	1	-,837*	,210	,001	-1,401	-,273
		2	-,184	,184	1,000	-,679	,311
		3	,189	,130	,893	-,161	,539
C	1	2	,190	,248	1,000	-,477	,858
		3	,176	,242	1,000	-,475	,827
		4	,222	,210	1,000	-,342	,786
	2	1	-,190	,248	1,000	-,858	,477
		3	-,014	,156	1,000	-,435	,406
		4	,032	,184	1,000	-,463	,527
	3	1	-,176	,242	1,000	-,827	,475
		2	,014	,156	1,000	-,406	,435
		4	,046	,130	1,000	-,303	,396
	4	1	-,222	,210	1,000	-,786	,342
		2	-,032	,184	1,000	-,527	,463
		3	-,046	,130	1,000	-,396	,303

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie ,05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroniego

Tabela 17a. Porównania parami (pomiarzy 1-4) w badanych grupach dla aktywności bioelektrycznej m. MOS po stronie Le podczas skurczu jednostronnego m. MOS po stronie prawej

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	,310	,238	1,000	-,331	,951
		3	,072	,223	1,000	-,528	,671
		4	,219	,229	1,000	-,396	,834
	2	1	-,310	,238	1,000	-,951	,331
		3	-,239	,211	1,000	-,805	,328

		4	-,091	,179	1,000	-,573	,391
	3	1	-,072	,223	1,000	-,671	,528
		2	,239	,211	1,000	-,328	,805
		4	,147	,175	1,000	-,324	,619
	4	1	-,219	,229	1,000	-,834	,396
		2	,091	,179	1,000	-,391	,573
		3	-,147	,175	1,000	-,619	,324
B	1	2	,177	,238	1,000	-,464	,818
		3	,067	,223	1,000	-,532	,666
		4	,276	,229	1,000	-,340	,891
	2	1	-,177	,238	1,000	-,818	,464
		3	-,110	,211	1,000	-,677	,456
		4	,098	,179	1,000	-,383	,580
	3	1	-,067	,223	1,000	-,666	,532
		2	,110	,211	1,000	-,456	,677
		4	,209	,175	1,000	-,263	,680
	4	1	-,276	,229	1,000	-,891	,340
		2	-,098	,179	1,000	-,580	,383
		3	-,209	,175	1,000	-,680	,263
C	1	2	,369	,238	,748	-,272	1,010
		3	,130	,223	1,000	-,470	,729
		4	,044	,229	1,000	-,571	,659
	2	1	-,369	,238	,748	-1,010	,272
		3	-,239	,211	1,000	-,806	,327
		4	-,325	,179	,434	-,807	,157
	3	1	-,130	,223	1,000	-,729	,470
		2	,239	,211	1,000	-,327	,806

	4		-,086	,175	1,000	-,557	,386
	4	1	-,044	,229	1,000	-,659	,571
		2	,325	,179	,434	-,157	,807
		3	,086	,175	1,000	-,386	,557

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie ,05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroniego

Tabela 18a. Porównania parami (pomiaru 1-4) w badanych grupach dla aktywności bioelektrycznej m. MOS po stronie Pr podczas skurczu jednostronnego m. MOS po stronie prawej

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	2,225*	,577	,001	,673	3,778
		3	1,721	,641	,051	-,004	3,446
		4	2,294*	,636	,003	,584	4,004
	2	1	-2,225*	,577	,001	-3,778	-,673
		3	-,504	,495	1,000	-1,836	,827
		4	,069	,548	1,000	-1,404	1,542
	3	1	-1,721	,641	,051	-3,446	,004
		2	,504	,495	1,000	-,827	1,836
		4	,573	,480	1,000	-,719	1,865
	4	1	-2,294*	,636	,003	-4,004	-,584
		2	-,069	,548	1,000	-1,542	1,404
		3	-,573	,480	1,000	-1,865	,719
B	1	2	,760	,577	1,000	-,793	2,313
		3	1,395	,641	,191	-,329	3,120
		4	2,569*	,636	,001	,859	4,279
	2	1	-,760	,577	1,000	-2,313	,793
		3	,636	,495	1,000	-,696	1,967

		4	1,809*	,548	,008	,336	3,282
	3	1	-1,395	,641	,191	-3,120	,329
		2	-,636	,495	1,000	-1,967	,696
		4	1,173	,480	,097	-,118	2,465
	4	1	-2,569*	,636	,001	-4,279	-,859
		2	-1,809*	,548	,008	-3,282	-,336
		3	-1,173	,480	,097	-2,465	,118
C	1	2	,702	,577	1,000	-,851	2,255
		3	,436	,641	1,000	-1,289	2,161
		4	-,002	,636	1,000	-1,713	1,708
	2	1	-,702	,577	1,000	-2,255	,851
		3	-,266	,495	1,000	-1,597	1,065
		4	-,705	,548	1,000	-2,178	,768
	3	1	-,436	,641	1,000	-2,161	1,289
		2	,266	,495	1,000	-1,065	1,597
		4	-,439	,480	1,000	-1,731	,853
	4	1	,002	,636	1,000	-1,708	1,713
		2	,705	,548	1,000	-,768	2,178
		3	,439	,480	1,000	-,853	1,731

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie ,05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroniego

Tabela 19a. Porównania parami (pomiar 1-4) w badanych grupach dla aktywności bioelektrycznej cz. górnej m. czw. po stronie Le podczas skurczu jednostronnego m. MOS po stronie prawej

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	,704	,292	,105	-,080	1,488
		3	,654	,274	,112	-,082	1,391

	2	4	,605	,319	,364	-,253	1,462
		1	-,704	,292	,105	-1,488	,080
		3	-,049	,198	1,000	-,582	,483
	3	4	-,099	,188	1,000	-,603	,405
		1	-,654	,274	,112	-1,391	,082
		2	,049	,198	1,000	-,483	,582
	4	4	-,050	,161	1,000	-,484	,384
		1	-,605	,319	,364	-1,462	,253
		2	,099	,188	1,000	-,405	,603
		3	,050	,161	1,000	-,384	,484
		2	,581	,292	,293	-,203	1,365
		3	,824*	,274	,020	,087	1,560
B	1	4	,989*	,319	,015	,131	1,847
		2	-,581	,292	,293	-1,365	,203
		3	,243	,198	1,000	-,290	,775
	2	4	,408	,188	,191	-,096	,912
		1	-,824*	,274	,020	-1,560	-,087
		2	-,243	,198	1,000	-,775	,290
	3	4	,165	,161	1,000	-,269	,599
		1	-,989*	,319	,015	-1,847	-,131
		2	-,408	,188	,191	-,912	,096
	4	3	-,165	,161	1,000	-,599	,269
		2	,444	,292	,785	-,340	1,228
		3	,511	,274	,389	-,226	1,248
C	1	4	,334	,319	1,000	-,524	1,192
		1	-,444	,292	,785	-1,228	,340
		3	,067	,198	1,000	-,465	,599
	2						

		4	-,110	,188	1,000	-,614	,394
	3	1	-,511	,274	,389	-1,248	,226
		2	-,067	,198	1,000	-,599	,465
		4	-,177	,161	1,000	-,611	,257
	4	1	-,334	,319	1,000	-1,192	,524
		2	,110	,188	1,000	-,394	,614
		3	,177	,161	1,000	-,257	,611

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie ,05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroniego

Tabela 20a. Porównania parami (pomiar 1-4) w badanych grupach dla aktywności bioelektrycznej cz. górnej m. czw. po stronie Pr podczas skurczu jednostronnego m. MOS po stronie prawej

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	1,414*	,374	,002	,407	2,420
		3	1,118*	,380	,024	,097	2,140
		4	,684	,433	,701	-,479	1,848
	2	1	-1,414*	,374	,002	-2,420	-,407
		3	-,295	,236	1,000	-,930	,340
		4	-,729	,302	,105	-1,541	,083
	3	1	-1,118*	,380	,024	-2,140	-,097
		2	,295	,236	1,000	-,340	,930
		4	-,434	,246	,481	-1,095	,227
	4	1	-,684	,433	,701	-1,848	,479
		2	,729	,302	,105	-,083	1,541
		3	,434	,246	,481	-,227	1,095
	1	2	1,019*	,374	,045	,013	2,025

B		3	1,317*	,380	,005	,295	2,338
		4	1,491*	,433	,005	,328	2,655
	2	1	-1,019*	,374	,045	-2,025	-,013
		3	,298	,236	1,000	-,337	,933
		4	,472	,302	,725	-,340	1,284
	3	1	-1,317*	,380	,005	-2,338	-,295
		2	-,298	,236	1,000	-,933	,337
		4	,174	,246	1,000	-,486	,835
	4	1	-1,491*	,433	,005	-2,655	-,328
		2	-,472	,302	,725	-1,284	,340
		3	-,174	,246	1,000	-,835	,486
C	1	2	,197	,374	1,000	-,809	1,203
		3	,406	,380	1,000	-,615	1,428
		4	,093	,433	1,000	-1,071	1,256
	2	1	-,197	,374	1,000	-1,203	,809
		3	,209	,236	1,000	-,426	,844
		4	-,104	,302	1,000	-,916	,708
	3	1	-,406	,380	1,000	-1,428	,615
		2	-,209	,236	1,000	-,844	,426
		4	-,313	,246	1,000	-,974	,347
	4	1	-,093	,433	1,000	-1,256	1,071
		2	,104	,302	1,000	-,708	,916
		3	,313	,246	1,000	-,347	,974

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie ,05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroniego

Tabela 21a. Porównania parami (pomiar 1-4) w badanych grupach dla aktywności bioelektrycznej m. MOS po stronie lewej podczas skurczu jednostronnego m. MOS po stronie lewej

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	2,933*	,601	,000	1,315	4,550
		3	2,407*	,631	,001	,710	4,104
		4	2,564*	,601	,000	,946	4,181
	2	1	-2,933*	,601	,000	-4,550	-1,315
		3	-,526	,420	1,000	-1,656	,604
		4	-,369	,368	1,000	-1,357	,619
	3	1	-2,407*	,631	,001	-4,104	-,710
		2	,526	,420	1,000	-,604	1,656
		4	,157	,427	1,000	-,992	1,306
	4	1	-2,564*	,601	,000	-4,181	-,946
		2	,369	,368	1,000	-,619	1,357
		3	-,157	,427	1,000	-1,306	,992
B	1	2	2,168*	,601	,003	,550	3,785
		3	1,800*	,631	,031	,103	3,497
		4	2,296*	,601	,001	,678	3,913
	2	1	-2,168*	,601	,003	-3,785	-,550
		3	-,368	,420	1,000	-1,498	,762
		4	,128	,368	1,000	-,861	1,116
	3	1	-1,800*	,631	,031	-3,497	-,103
		2	,368	,420	1,000	-,762	1,498
		4	,496	,427	1,000	-,653	1,645
	4	1	-2,296*	,601	,001	-3,913	-,678
		2	-,128	,368	1,000	-1,116	,861

		3	-,496	,427	1,000	-1,645	,653
C	1	2	,266	,601	1,000	-1,351	1,884
		3	,837	,631	1,000	-,860	2,534
		4	1,000	,601	,596	-,617	2,618
	2	1	-,266	,601	1,000	-1,884	1,351
		3	,571	,420	1,000	-,559	1,700
		4	,734	,368	,291	-,254	1,722
	3	1	-,837	,631	1,000	-2,534	,860
		2	-,571	,420	1,000	-1,700	,559
		4	,163	,427	1,000	-,986	1,312
	4	1	-1,000	,601	,596	-2,618	,617
		2	-,734	,368	,291	-1,722	,254
		3	-,163	,427	1,000	-1,312	,986

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie ,05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroniego

Tabela 22a. Porównania parami (pomiarzy 1-4) w badanych grupach dla aktywności bioelektrycznej m. MOS po stronie Pr podczas skurczu jednostronnego m. MOS po stronie lewej

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	,272	,230	1,000	-,345	,889
		3	,300	,191	,714	-,213	,812
		4	,203	,150	1,000	-,200	,606
	2	1	-,272	,230	1,000	-,889	,345
		3	,027	,208	1,000	-,531	,586
		4	-,069	,209	1,000	-,630	,492
	3	1	-,300	,191	,714	-,812	,213

		2	-,027	,208	1,000	-,586	,531
		4	-,097	,138	1,000	-,469	,276
	4	1	-,203	,150	1,000	-,606	,200
		2	,069	,209	1,000	-,492	,630
		3	,097	,138	1,000	-,276	,469
B	1	2	,320	,230	1,000	-,298	,937
		3	,590*	,191	,015	,077	1,102
		4	,626*	,150	,000	,223	1,029
	2	1	-,320	,230	1,000	-,937	,298
		3	,270	,208	1,000	-,288	,829
		4	,306	,209	,872	-,255	,867
	3	1	-,590*	,191	,015	-1,102	-,077
		2	-,270	,208	1,000	-,829	,288
		4	,036	,138	1,000	-,337	,408
	4	1	-,626*	,150	,000	-1,029	-,223
		2	-,306	,209	,872	-,867	,255
		3	-,036	,138	1,000	-,408	,337
C	1	2	,159	,230	1,000	-,458	,776
		3	,002	,191	1,000	-,510	,515
		4	,153	,150	1,000	-,250	,556
	2	1	-,159	,230	1,000	-,776	,458
		3	-,157	,208	1,000	-,715	,402
		4	-,006	,209	1,000	-,567	,555
	3	1	-,002	,191	1,000	-,515	,510
		2	,157	,208	1,000	-,402	,715
		4	,151	,138	1,000	-,222	,523
	4	1	-,153	,150	1,000	-,556	,250

		2	,006	,209	1,000	-,555	,567
		3	-,151	,138	1,000	-,523	,222

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie ,05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroni

Tabela 23a. Porównania parami (pomiar 1-4) w badanych grupach dla aktywności bioelektrycznej cz. górnej m. czw. po stronie lewej podczas skurczu jednostronnego m. MOS po stronie lewej

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	1,154*	,375	,016	,144	2,163
		3	,952*	,336	,033	,048	1,856
		4	,818	,312	,060	-,021	1,658
	2	1	-1,154*	,375	,016	-2,163	-,144
		3	-,202	,263	1,000	-,908	,505
		4	-,335	,251	1,000	-1,010	,339
	3	1	-,952*	,336	,033	-1,856	-,048
		2	,202	,263	1,000	-,505	,908
		4	-,134	,196	1,000	-,662	,394
	4	1	-,818	,312	,060	-1,658	,021
		2	,335	,251	1,000	-,339	1,010
		3	,134	,196	1,000	-,394	,662
B	1	2	,568	,375	,801	-,442	1,577
		3	,836	,336	,087	-,069	1,740
		4	1,185*	,312	,001	,345	2,024
	2	1	-,568	,375	,801	-1,577	,442
		3	,268	,263	1,000	-,439	,975
		4	,617	,251	,093	-,057	1,292

	3	1	-,836	,336	,087	-1,740	,069
		2	-,268	,263	1,000	-,975	,439
		4	,349	,196	,468	-,179	,877
	4	1	-1,185*	,312	,001	-2,024	-,345
		2	-,617	,251	,093	-1,292	,057
		3	-,349	,196	,468	-,877	,179
C	1	2	,382	,375	1,000	-,627	1,392
		3	,506	,336	,812	-,398	1,410
		4	,263	,312	1,000	-,576	1,102
	2	1	-,382	,375	1,000	-1,392	,627
		3	,124	,263	1,000	-,583	,831
		4	-,119	,251	1,000	-,794	,555
	3	1	-,506	,336	,812	-1,410	,398
		2	-,124	,263	1,000	-,831	,583
		4	-,243	,196	1,000	-,771	,285
	4	1	-,263	,312	1,000	-1,102	,576
		2	,119	,251	1,000	-,555	,794
		3	,243	,196	1,000	-,285	,771

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie ,05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroniego

Tabela 24a. Porównania parami (pomiaru 1-4) w badanych grupach dla aktywności bioelektrycznej cz. górnej m. czw. po stronie Pr podczas skurczu jednostronnego m. MOS po stronie lewej

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	,873*	,253	,005	,194	1,552
		3	,795*	,247	,010	,131	1,458

		4	,622	,255	,099	-,065	1,309
	2	1	-,873*	,253	,005	-1,552	-,194
		3	-,078	,178	1,000	-,557	,400
		4	-,251	,217	1,000	-,834	,332
	3	1	-,795*	,247	,010	-1,458	-,131
		2	,078	,178	1,000	-,400	,557
		4	-,173	,194	1,000	-,694	,349
	4	1	-,622	,255	,099	-1,309	,065
		2	,251	,217	1,000	-,332	,834
		3	,173	,194	1,000	-,349	,694
B	1	2	,531	,253	,228	-,149	1,210
		3	,965*	,247	,001	,302	1,629
		4	,822*	,255	,010	,135	1,509
	2	1	-,531	,253	,228	-1,210	,149
		3	,435	,178	,097	-,044	,913
		4	,291	,217	1,000	-,292	,875
	3	1	-,965*	,247	,001	-1,629	-,302
		2	-,435	,178	,097	-,913	,044
		4	-,143	,194	1,000	-,665	,378
	4	1	-,822*	,255	,010	-1,509	-,135
		2	-,291	,217	1,000	-,875	,292
		3	,143	,194	1,000	-,378	,665
C	1	2	,144	,253	1,000	-,535	,823
		3	,134	,247	1,000	-,530	,797
		4	-,156	,255	1,000	-,843	,531
	2	1	-,144	,253	1,000	-,823	,535
		3	-,010	,178	1,000	-,488	,469

	4	-,300	,217	1,000	-,883	,283
3	1	-,134	,247	1,000	-,797	,530
	2	,010	,178	1,000	-,469	,488
	4	-,290	,194	,825	-,812	,231
	1	,156	,255	1,000	-,531	,843
	2	,300	,217	1,000	-,283	,883
	3	,290	,194	,825	-,231	,812

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie ,05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroniego

Tabela 25a. Porównania parami (pomiar 1-4) w badanych grupach dla aktywności bioelektrycznej m. MOS po stronie Le podczas ruchu unoszenia barków

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	,822*	,224	,002	,218	1,425
		3	,725*	,239	,018	,082	1,368
		4	,813*	,223	,003	,213	1,413
	2	1	-,822*	,224	,002	-1,425	-,218
		3	-,097	,208	1,000	-,656	,462
		4	-,008	,202	1,000	-,552	,535
	3	1	-,725*	,239	,018	-1,368	-,082
		2	,097	,208	1,000	-,462	,656
		4	,088	,166	1,000	-,358	,535
	4	1	-,813*	,223	,003	-1,413	-,213
		2	,008	,202	1,000	-,535	,552
		3	-,088	,166	1,000	-,535	,358
	1	2	,225	,224	1,000	-,378	,828

B		3	,274	,239	1,000	-,369	,917
		4	,150	,223	1,000	-,450	,750
	2	1	-,225	,224	1,000	-,828	,378
		3	,049	,208	1,000	-,510	,608
		4	-,075	,202	1,000	-,618	,468
	3	1	-,274	,239	1,000	-,917	,369
		2	-,049	,208	1,000	-,608	,510
		4	-,124	,166	1,000	-,571	,322
	4	1	-,150	,223	1,000	-,750	,450
		2	,075	,202	1,000	-,468	,618
		3	,124	,166	1,000	-,322	,571
C	1	2	,018	,224	1,000	-,585	,622
		3	-,391	,239	,631	-1,034	,252
		4	-,360	,223	,655	-,960	,239
	2	1	-,018	,224	1,000	-,622	,585
		3	-,409	,208	,309	-,968	,150
		4	-,379	,202	,381	-,922	,164
	3	1	,391	,239	,631	-,252	1,034
		2	,409	,208	,309	-,150	,968
		4	,030	,166	1,000	-,416	,477
	4	1	,360	,223	,655	-,239	,960
		2	,379	,202	,381	-,164	,922
		3	-,030	,166	1,000	-,477	,416

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie ,05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroniego

Tabela 26a. Porównania parami (pomiarzy 1-4) w badanych grupach dla aktywności bioelektrycznej m. MOS po stronie Pr podczas ruchu unoszenia barków

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	,795	,363	,184	-,181	1,771
		3	,968*	,206	,000	,415	1,521
		4	,829*	,179	,000	,348	1,310
	2	1	-,795	,363	,184	-1,771	,181
		3	,173	,379	1,000	-,847	1,193
		4	,034	,377	1,000	-,981	1,049
	3	1	-,968*	,206	,000	-1,521	-,415
		2	-,173	,379	1,000	-1,193	,847
		4	-,139	,196	1,000	-,667	,389
	4	1	-,829*	,179	,000	-1,310	-,348
		2	-,034	,377	1,000	-1,049	,981
		3	,139	,196	1,000	-,389	,667
B	1	2	-,292	,363	1,000	-1,268	,684
		3	,170	,206	1,000	-,383	,724
		4	-,108	,179	1,000	-,588	,373
	2	1	,292	,363	1,000	-,684	1,268
		3	,462	,379	1,000	-,558	1,482
		4	,184	,377	1,000	-,831	1,199
	3	1	-,170	,206	1,000	-,724	,383
		2	-,462	,379	1,000	-1,482	,558
		4	-,278	,196	,956	-,806	,250
	4	1	,108	,179	1,000	-,373	,588
		2	-,184	,377	1,000	-1,199	,831
		3	,278	,196	,956	-,250	,806

C	1	2	,296	,363	1,000	-,680	1,272
		3	-,204	,206	1,000	-,757	,350
		4	-,243	,179	1,000	-,723	,238
	2	1	-,296	,363	1,000	-1,272	,680
		3	-,499	,379	1,000	-1,520	,521
		4	-,538	,377	,940	-1,553	,476
	3	1	,204	,206	1,000	-,350	,757
		2	,499	,379	1,000	-,521	1,520
		4	-,039	,196	1,000	-,567	,489
	4	1	,243	,179	1,000	-,238	,723
		2	,538	,377	,940	-,476	1,553
		3	,039	,196	1,000	-,489	,567

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie ,05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroniego

Tabela 27a. Porównania parami (pomiar 1-4) w badanych grupach dla aktywności bioelektrycznej cz. górnej m. czw po stronie Le podczas ruchu unoszenia barków

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	3,201*	,550	,000	1,721	4,681
		3	2,256*	,768	,024	,191	4,320
		4	3,091*	,763	,001	1,038	5,143
	2	1	-3,201*	,550	,000	-4,681	-1,721
		3	-,945	,715	1,000	-2,869	,978
		4	-,110	,725	1,000	-2,059	1,839
	3	1	-2,256*	,768	,024	-4,320	-,191
		2	,945	,715	1,000	-,978	2,869

		4	,835	,643	1,000	-,895	2,565
	4	1	-3,091*	,763	,001	-5,143	-1,038
		2	,110	,725	1,000	-1,839	2,059
		3	-,835	,643	1,000	-2,565	,895
B	1	2	2,281*	,550	,000	,801	3,761
		3	2,300*	,768	,020	,236	4,365
		4	1,430	,763	,382	-,622	3,482
	2	1	-2,281*	,550	,000	-3,761	-,801
		3	,019	,715	1,000	-1,904	1,943
		4	-,851	,725	1,000	-2,800	1,098
	3	1	-2,300*	,768	,020	-4,365	-,236
		2	-,019	,715	1,000	-1,943	1,904
		4	-,870	,643	1,000	-2,600	,859
	4	1	-1,430	,763	,382	-3,482	,622
		2	,851	,725	1,000	-1,098	2,800
		3	,870	,643	1,000	-,859	2,600
C	1	2	,338	,550	1,000	-1,142	1,818
		3	,128	,768	1,000	-1,937	2,193
		4	,576	,763	1,000	-1,476	2,628
	2	1	-,338	,550	1,000	-1,818	1,142
		3	-,210	,715	1,000	-2,133	1,713
		4	,238	,725	1,000	-1,712	2,187
	3	1	-,128	,768	1,000	-2,193	1,937
		2	,210	,715	1,000	-1,713	2,133
		4	,448	,643	1,000	-1,282	2,177
	4	1	-,576	,763	1,000	-2,628	1,476
		2	-,238	,725	1,000	-2,187	1,712

		3	-,448	,643	1,000	-2,177	1,282
--	--	---	-------	------	-------	--------	-------

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie ,05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroniego

Tabela 28a. Porównania parami (pomiar 1-4) w badanych grupach dla aktywności bioelektrycznej cz. górnej m. czw po stronie Pr podczas ruchu unoszenia barków

Grupa	(I) czas	(J) czas	Różnica średnich (I-J)	Błąd standardowy	istotność ^b	95% przedział ufności dla różnicy ^b	
						Dolna granica	Górna granica
A	1	2	4,420*	,687	,000	2,573	6,267
		3	3,548*	,727	,000	1,594	5,503
		4	2,571*	,790	,009	,446	4,696
	2	1	-4,420*	,687	,000	-6,267	-2,573
		3	-,871	,555	,715	-2,362	,620
		4	-1,848*	,583	,012	-3,416	-,281
	3	1	-3,548*	,727	,000	-5,503	-1,594
		2	,871	,555	,715	-,620	2,362
		4	-,977	,624	,722	-2,655	,700
	4	1	-2,571*	,790	,009	-4,696	-,446
		2	1,848*	,583	,012	,281	3,416
		3	,977	,624	,722	-,700	2,655
B	1	2	4,008*	,687	,000	2,161	5,855
		3	3,411*	,727	,000	1,457	5,366
		4	2,548*	,790	,010	,423	4,673
	2	1	-4,008*	,687	,000	-5,855	-2,161
		3	-,597	,555	1,000	-2,088	,895
		4	-1,460	,583	,083	-3,028	,108
	3	1	-3,411*	,727	,000	-5,366	-1,457

		2	,597	,555	1,000	-,895	2,088
		4	-,863	,624	1,000	-2,541	,814
	4	1	-2,548*	,790	,010	-4,673	-,423
		2	1,460	,583	,083	-,108	3,028
		3	,863	,624	1,000	-,814	2,541
C	1	2	1,747	,687	,075	-,101	3,594
		3	,862	,727	1,000	-1,093	2,816
		4	,927	,790	1,000	-1,198	3,052
	2	1	-1,747	,687	,075	-3,594	,101
		3	-,885	,555	,681	-2,376	,606
		4	-,820	,583	,976	-2,388	,748
	3	1	-,862	,727	1,000	-2,816	1,093
		2	,885	,555	,681	-,606	2,376
		4	,065	,624	1,000	-1,612	1,743
	4	1	-,927	,790	1,000	-3,052	1,198
		2	,820	,583	,976	-,748	2,388
		3	-,065	,624	1,000	-1,743	1,612

W oparciu o estymowane średnie brzegowe

*, Różnica średnich jest istotna na poziomie ,05,

b. Poprawka dla porównań wielokrotnych - Bonferroniego

- Załącznik 1.** Zgoda Komisji Bioetycznej przy Okręgowej Izbie Lekarskiej
- Załącznik 2.** Formularz świadomej zgody pacjenta na uczestnictwo w projekcie
- Załącznik 3.** Informacja dla pacjenta dotycząca przebiegu badań
- Załącznik 4 .** Skala wizualno – analogowa (ang. Visual Analogue Scale - VAS)
- Załącznik 5.** Tabela monitorowania programu ćwiczeń
- Załącznik 6.** Zestaw ćwiczeń na odcinek szyjny kręgosłupa
- Załącznik 7.** Kwestionariusz SF-36 polskiej wersji



Komisja Bioetyczna
przy Okręgowej Izbie Lekarskiej
w Krakowie

Nr 82 /KBL/OIL/2023 z dnia 10 marca 2023 r.

Na posiedzeniu w dniu 10 marca 2023 r. Komisja zapoznała się z wnioskiem (dokumentacja w załączeniu) złożonym przez :

Koordinator Badania: mgr Sara Gamrot
Akademia Wychowania Fizycznego, Wydział Rehabilitacji Ruchowej Al. Jana Pawła II 78, 31-571 Kraków

Tytuł badania: „ Wpływ terapii pozycyjnego rozluźnienia oraz techniki energii mięśniowej utajonych punktów spustowych mięśnia mostkowo – obojczykowo – sutkowego na zmiany zakresu ruchomości kręgosłupa szyjnego oraz aktywności bioelektrycznej wybranych mięśni”

Do wniosku dołączono:

- Wniosek w sprawie wyrażenia zgody na przeprowadzenie eksperymentu medycznego
- Protokół badania
- Streszczenie protokołu
- Życiorys głównego badacza
- Informacja dla Pacjenta
- Formularz Świadomej Zgody Pacjenta z klauzulą o „Ochronie Danych Osobowych”
- Kserokopia polisy ubezpieczeniowej OC lekarza nadzorującego badanie
- Kserokopia polisy ubezpieczeniowej Ośrodka, w którym będzie realizowane badanie

Komisja wyraża zgodę na przeprowadzenia badania na warunkach przedstawionych we wniosku.

Zgoda Komisji dla Ośrodka jest ważna do dnia ważności Polisy Ubezpieczeniowej Skład i działanie Komisji zgodne z zasadami Dobrej Praktyki Klinicznej (GCP) oraz wymogami lokalnymi

Lista członków Komisji biorących udział w posiedzeniu stanowi załącznik do niniejszego dokumentu.

Pouczenie: W ciągu 14 dni od otrzymania niniejszej opinii Wnioskodawcy przysługuje prawo odwołania do Komisji Odwoławczej za pośrednictwem Komisji Bioetycznej przy OIL w Krakowie

Kraków, dnia 22.03.2023 r.

Przewodniczący Komisji Bioetycznej

przy OIL w Krakowie

Dr Mariusz Janikowski

ul. Krupnicza 11 a, 31-123 Kraków
tel. 12 619 17 12
e-mail: a.krawczyk@hipokrates.org

Konto Komisji Bioetycznej
Bank PKO S.A.
65 1240 4650 1111 0000 5149 3957



Komisja Bioetyczna
przy Okręgowej Izbie Lekarskiej
w Krakowie

**Lista obecności członków Komisji Bioetycznej
przy Okręgowej Izbie Lekarskiej w Krakowie
na posiedzeniu w dniu 10 marca 2023 r.**

dr Mariusz Janikowski specjalista chorób wewnętrznych, diagnosta laboratoryjny Zakład Diagnostyki Szpitala Uniwersyteckiego w Krakowie	
dr med. Stefan Bednarz specjalista chorób wewnętrznych I Klinika Chorób Wewnętrznych i Gerontologii Szpitala Uniwersyteckiego w Krakowie	
mgr Jerzy Bilek mgr farmacji prywatna apteka	
ks. dr hab. Jerzy Brusiło Uniwersytet Papieski Jana Pawła II duchowny, etyk	
dr Mirosława Noppenberg Przełożona Pielęgniarek Szpital Specjalistyczny im. J. Dietla w Krakowie	
dr med. Jerzy Friediger specjalista chirurgii ogólnej Szpital Specjalistyczny im. S. Żeromskiego w Krakowie	
dr Irena Gawrońska pediatra, neonatolog Szpital Położniczo-Ginekologiczny MEDIKOR w Nowym Sączu	
mgr Zbigniew Grochowski mgr psychologii Szpital Specjalistyczny im. Dietla w Krakowie	
prof. dr hab. med. Zbigniew Kojas specjalista ginekologii i położnictwa Szpital Specjalistyczny im. L. Rydygiera Krakowie	
Lek. dent. Dariusz Kościelniak specjalista stomatologii ogólnej i ortodoncji Gabinet ortodontyczny – dentystyczny „Pod Kasztanem”	
dr Lech Kucharski specjalista chorób wewnętrznych Szpital Specjalistyczny im. S. Żeromskiego w Krakowie	
dr med. Janusz Legutko specjalista chirurgii ogólnej I Katedra Chirurgii Ogólnej i Kliniki Chirurgii Gastroenterologicznej CM UJ w Krakowie	
prof. dr hab. Janusz Raglewski Katedra Prawa Karnego Uniwersytetu Jagiellońskiego w Krakowie	

ul. Krupnicza 11 a, 31-123 Kraków
tel. 12 619 17 12
e-mail: a.krawczyk@hipokrates.org

Konto Komisji Bioetycznej
Bank PKO S. A.
65 1240 4650 1111 0000 5149 3957

Formularz Świadomej Zgody Pacjenta

Temat monografii naukowej: „Wpływ terapii pozycyjnego rozluźniania oraz techniki energii mięśniowej utajonych punktów spustowych mięśnia mostkowo-obojczykowo-sutkowego na zmiany zakresu ruchomości kręgosłupa szyjnego oraz aktywności bioelektrycznej wybranych mięśni.”

Kierownik projektu: **mgr Sara Gamrot**

Oświadczam, że:

- zapoznałem się z projektem badawczym w „Informacja dla pacjenta o projekcie”,
- uzyskałem odpowiedź na wszystkie pytania dotyczące projektu,
- zostałem powiadomiony o swoich prawach,
- zrozumiałem, że moje uczestnictwo jest dobrowolne i mogę w każdej chwili z niego zrezygnować bez podawania przyczyny, bez wpływu na moje prawa i opiekę medyczną i chcę uczestniczyć w tym projekcie badawczym:

podpis osoby badanej

data

Ochrona Danych Osobowych

Oświadczam, że dane osobowe pacjentów będą chronione zgodnie z Ustawą z dnia 10 maja 2018r. o ochronie danych osobowych (Dz. U. 2018 poz. 1000), a wyniki badań będą przechowywane anonimowo i nie będą udostępniane osobom trzecim.

podpis kierownika badań

data

INFORMACJA DLA PACJENTA O PROJEKCIE

Tematyka badawcza:

Wpływ terapii pozycyjnego rozluźnienia oraz techniki energii mięśniowej utajonych punktów spustowych mięśnia mostkowo-obończykowo-sutkowego na zmiany zakresu ruchomości kręgosłupa szyjnego oraz aktywności bioelektrycznej wybranych mięśni.

Kierownik projektu: mgr Sara Gamrot

Procedury: Przed przystąpieniem do projektu zostaną Państwo zapytani m. in. o dolegliwości bólowe odcinka szyjnego kręgosłupa. Następnie wypełnią Państwo kwestionariusz jakości życia SF-36 oraz Skalę VAS. Po zakwalifikowaniu do grupy badanej (A lub B) lub kontrolnej zostaną Państwo poproszeni o udzielenie pisemnej zgody na udział w badaniu. Badanie rozpocznie się od pomiarów antropometrycznych (masa ciała, wysokość ciała). Następnie u każdego zostanie zmierzony próg bólu, aktywność bioelektryczna oraz zakres ruchu odcinka szyjnego kręgosłupa. W zależności od zakwalifikowania do grupy będą Państwo albo uczestniczyć w terapii wraz z wykonywaniem ćwiczeń, albo wykonywać jedynie ćwiczenia na odcinek szyjny kręgosłupa w domu. Uczestnicy z grupy kontrolnej nie będą poddawani żadnej interwencji. Proces terapeutyczny trwa 3 tygodnie. Po trzech tygodniach nastąpią jeszcze dwa pomiary w odstępach czasowych 5 oraz 10 tygodni od rozpoczęcia niniejszego projektu.

Korzyści: Nie ma żadnych innych bezpośrednich korzyści dla Państwa niż 3 tygodniowa terapia odcinka szyjnego kręgosłupa lub ćwiczenia na odcinek szyjny kręgosłupa oraz możliwość przedyskutowania z fizjoterapeutką swojego stanu zdrowia. Informacje, które zostaną uzyskane z badań są szansą na poszerzenie dotychczasowej wiedzy naukowej dotyczącej funkcjonalnych zależności w obrębie kończyn dolnych. Wyniki planowanych badań mogą stanowić istotny wkład aplikacyjny przy tworzeniu nowych, skutecznych strategii rehabilitacji.

Ryzyko: Nie ma fizycznych zagrożeń dla Państwa podczas prowadzenia niniejszego projektu naukowego.

Poufność: Wszystkie zapisy z badań będą poufne i odpowiednio zabezpieczone. Zapisy ukażą się tylko za Państwa zgodą lub na mocy postanowienia sądu lub zgodnie z wymogami prawa. Żadna publikacja wynikająca z tego badania nie będzie używać informacji identyfikacyjnych, takich jak Państwa imię i nazwisko bądź wizerunek.

Wolność rezygnacji: Udział w badaniu jest całkowicie dobrowolny i bezpłatny. Można wycofać się z tego badania w dowolnym momencie bez żadnych konsekwencji. Jeśli mają Państwo jakiegokolwiek pytania lub wątpliwości dotyczące tego badania, można kontaktować się z kierownikiem projektu: mgr Sarą Gamrot, tel. xxx-xxx-xxx

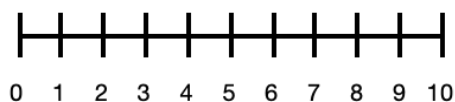
Skala wizualno – analogowa (ang. Visual Analogue Scale - VAS)

Imię i Nazwisko:

Data:

Grupa:

Pomiar:



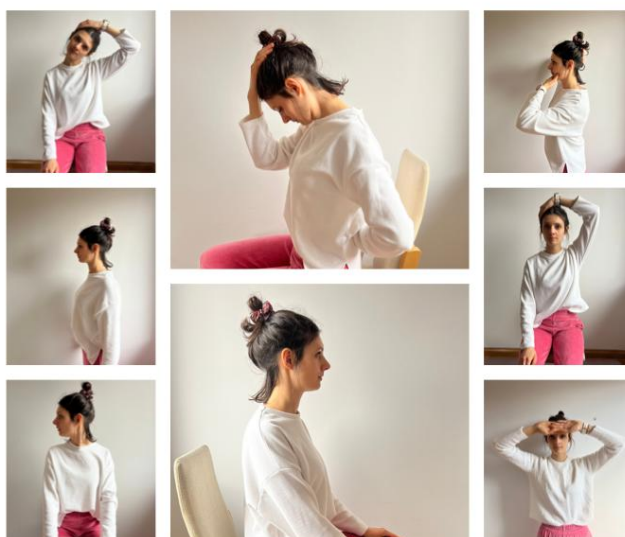
Instrukcja:

Liczba 0 (lewy koniec skali) to zupełny brak bólu,
natomiast liczba 10 (prawy koniec skali) odpowiada
najsilniejszemu bólowi - nie do wytrzymania. Zaznacz
„X” na cyfrze, która odpowiada twoim dolegliwością
bólowym kręgosłupa szyjnego.

Załącznik 5

Dzień	Data	Ćwiczenia wykonane: TAK/NIE
1		
2		
3		
4		
5		
6		
7		
8		
9		
10		
11		
12		
13		
14		
15		
16		
17		
18		
19		
20		
21		

MGR SARA GAMROT



ZESTAW ĆWICZEŃ NA ODCINEK SZYJNY KRĘGOSŁUPA

KONSPEKT ZAWIERA:

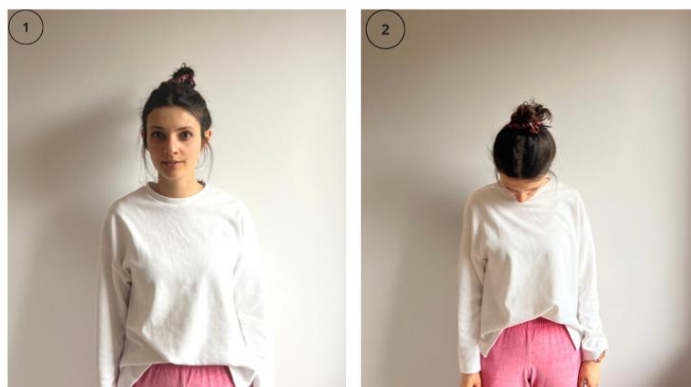
- krótką rozgrzewkę przed głównymi ćwiczeniami,
- ćwiczenia główne w tym:
 - ćwiczenia rozciągające,
 - ćwiczenia wzmacniające,
 - ćwiczenia korygujące postawę ciała.

-
1. Każde z ćwiczeń w konspekcie zostało opisane oraz graficznie przedstawione na kolejnych stronach.
 2. Ćwiczenia należy wykonywać w kolejności od pierwszego do ostatniego.
 3. Nie wolno kopiować poniższego konspektu ćwiczeń oraz przysyłać go dalej, konspekt zastrzeżony jest prawami autorskimi.
-

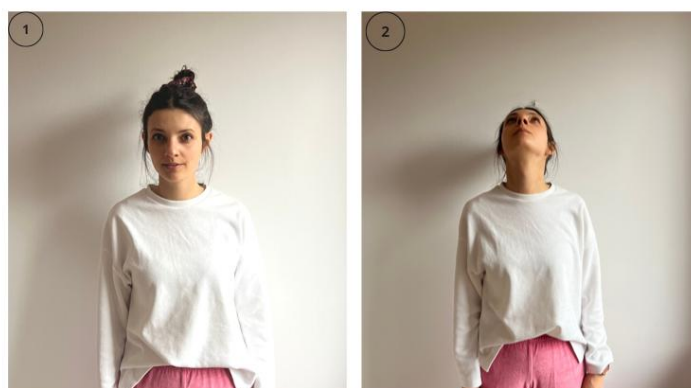
ROZGRZEWKA PRZED ĆWICZENIAMI

- WYKONAJ PO 10 POWTÓRZEŃ KAŻDEGO ĆWICZENIA PRZEDSTAWIONEGO PONIŻEJ,
- WYKONUJĄC ĆWICZENIA POZOSTAŃ W POZYCJI STOJĄCEJ, NOGI USTAW NA SZEROKOŚĆ BIODER ORAZ ZACHOWAJ WYPROSTOWANĄ POSTAWĘ CIAŁA,
- NIE ŚPIESZ SIĘ, WYKONUJ ĆWICZENIA ZE STARANNOŚCIĄ.

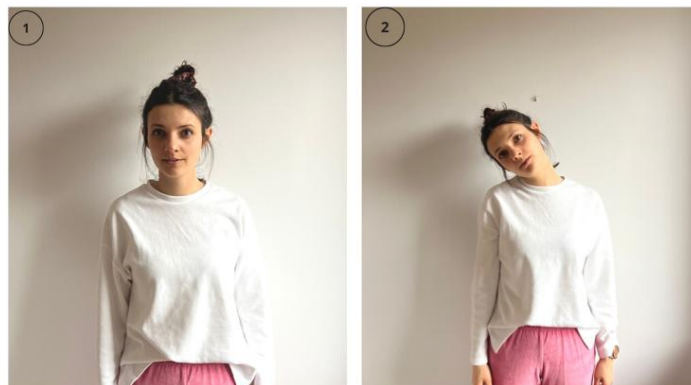
1. ZGIĘCIE ODCINKA SZYJNEGO KRĘGOSŁUPA



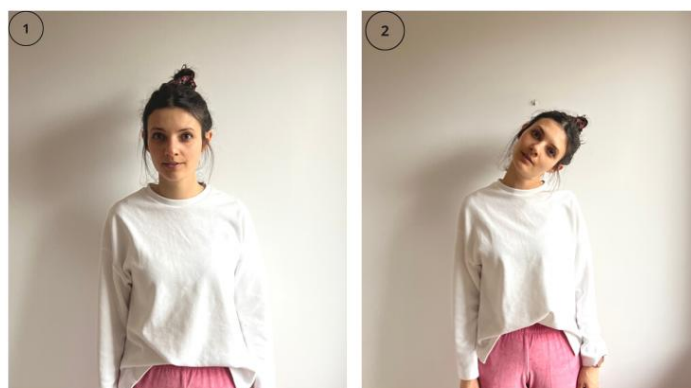
2. WYPROST ODCINKA SZYJNEGO KRĘGOSŁUPA



3. ZGIĘCIE BOCZNE ODCINKA SZYJNEGO KRĘGOSŁUPA W PRAWO



4. ZGIĘCIE BOCZNE ODCINKA SZYJNEGO KRĘGOSŁUPA W LEWO



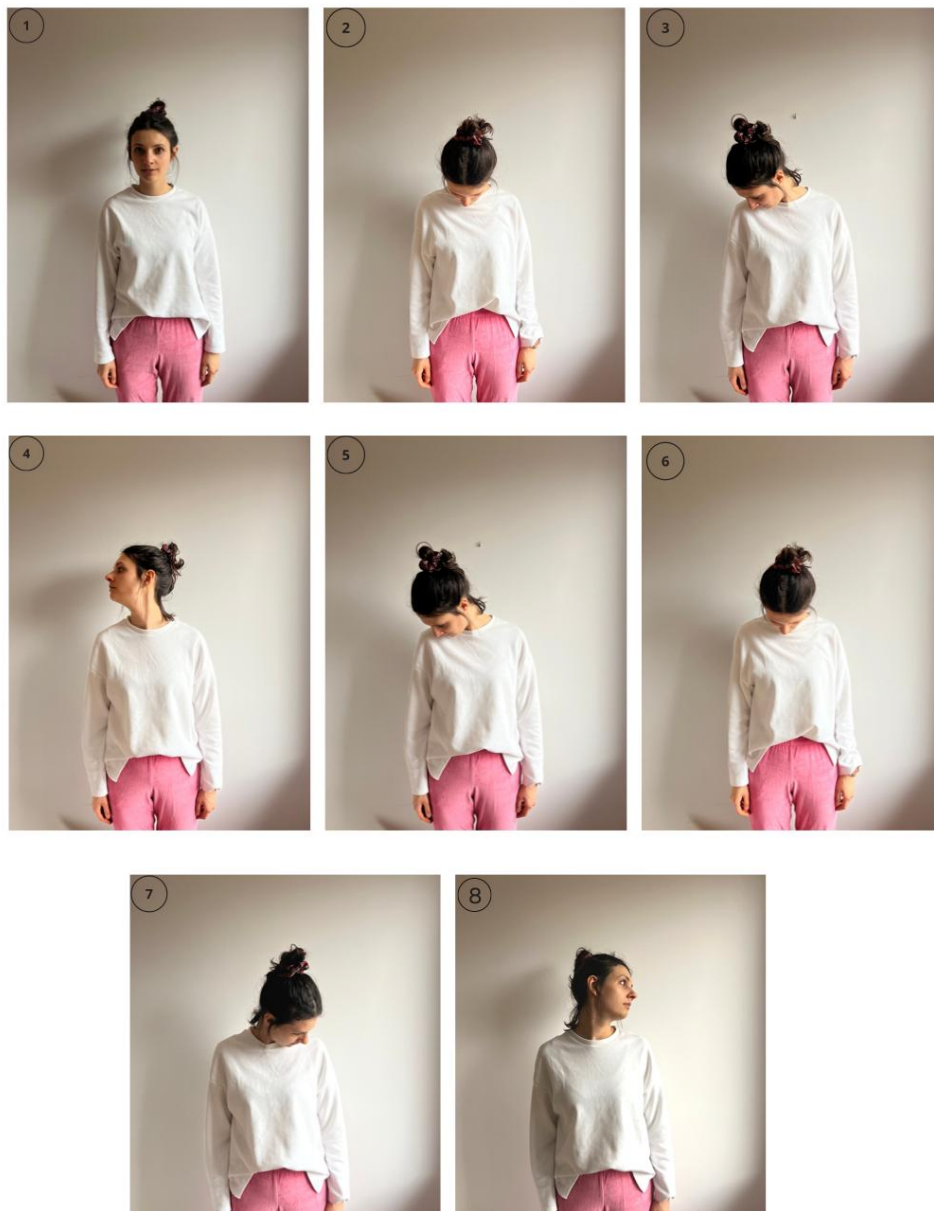
5. ROTACJA ODCINKA SZYJNEGO KRĘGOSŁUPA W PRAWO



6. ROTACJA ODCINKA SZYJNEGO KRĘGOSŁUPA W LEWO



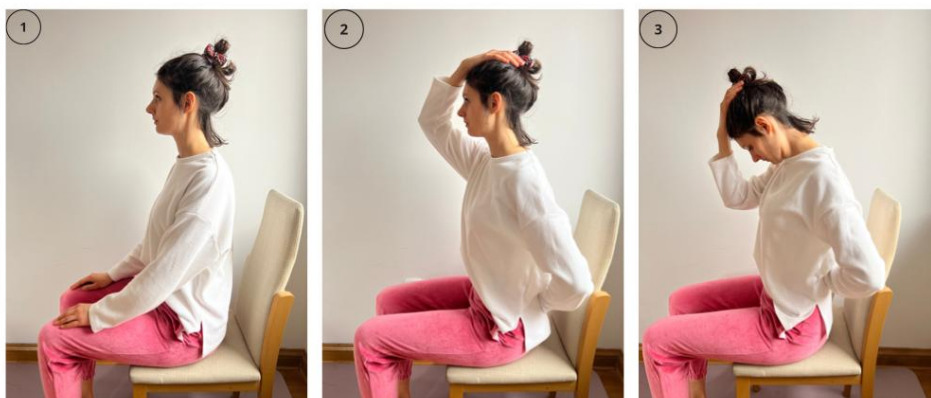
7. RUCH PO PÓŁOKRĘGU W PRAWO ORAZ W LEWO



ĆWICZENIA ROZCIĄGAJĄCE

- WYKONAJ PO 10 POWTÓRZEŃ KAŻDEGO ĆWICZENIA PRZEDSTAWIONEGO PONIŻEJ,
- WYKONUJĄC ĆWICZENIA POZOSTAŃ W POZYCJI SIEDZĄCEJ, NOGI USTAW NA SZEROKOŚĆ BIODER ORAZ ZACHOWAJ WYPROSTOWANĄ POSTAWĘ CIAŁA,
- NIE ŚPIESZ SIĘ, WYKONUJ ĆWICZENIA ZE STARANNOŚCIĄ.

ĆWICZENIE I



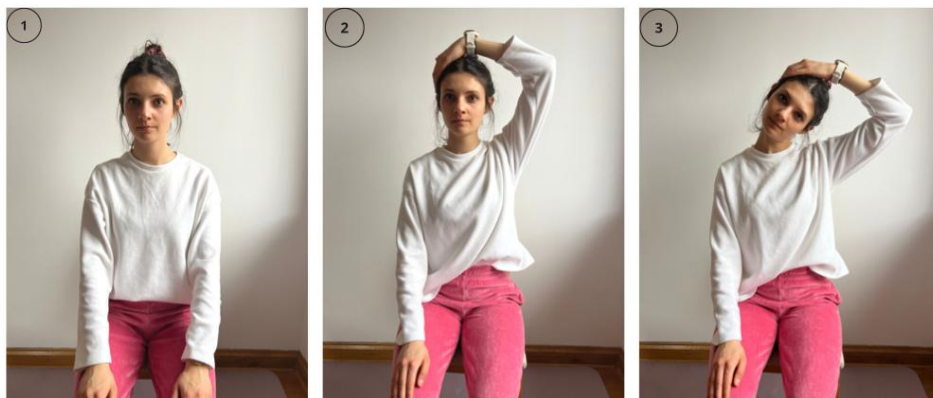
Pozycja wyjściowa: Siad na krześle, plecy proste, stopy na podłodze (1), prawą ręką ułóż płasko głowie, broda ściągnięta (2).

Ruch: Delikatnie pociągnij głowę w dół tak, aby rozciągnąć tylną stronę szyi, utrzymaj końcową pozycję 8 sekund (3).

Powrót do pozycji wyjściowej, odczekaj 10 sekund, powtórz ćwiczenie.

UWAGI: Ćwiczenie wykonaj 5 razy z prawą ręką na głowie i 5 razy z lewą. Nie unos brody, ruch wyraźnie w bok w płaszczyźnie czołowej.

ĆWICZENIE II



Pozycja wyjściowa: Siad na krześle, plecy proste, stopy oparte na podłodze (1), prawą ręką chwyć w okolicy przeciwnego ucha, broda ściągnięta (2).

Ruch: Delikatnie pociągnij głowę w prawą stronę tak, aby rozciągnąć przeciwną stronę szyi, utrzymaj końcową pozycję 8 sekund (3).

Powrót do pozycji wyjściowej, odczekaj 10 sekund, powtórz ćwiczenie.

UWAGI: Nie unos brody, ruch wyraźnie w bok w płaszczyźnie czołowej.

ĆWICZENIE III



Pozycja wyjściowa: Siad na krześle, plecy proste, stopy oparte na podłodze (1), prawą ręką chwyć w okolicy przeciwnego ucha, broda ściągnięta (2).

Ruch: Delikatnie pociągnij głowę w prawą stronę tak, aby rozciągnąć przeciwną stronę szyi, utrzymaj końcową pozycję 8 sekund (3).

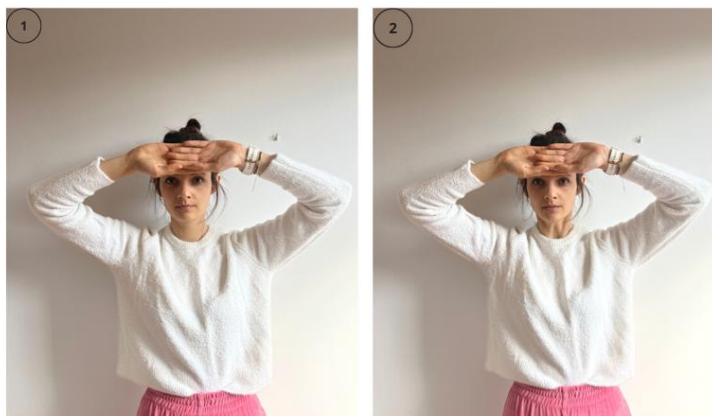
Powrót do pozycji wyjściowej, odczekaj 10 sekund, powtórz ćwiczenie.

UWAGI: Nie unos brody, ruch wyraźnie w bok w płaszczyźnie czołowej.

ĆWICZENIA WZMACNIAJĄCE

- WYKONAJ PO 10 POWTÓRZEŃ KAŻDEGO ĆWICZENIA PRZEDSTAWIONEGO PONIŻEJ,
- WYKONUJĄC ĆWICZENIA POZOSTAŃ W POZYCJI STOJĄCEJ, NOGI USTAW NA SZEROKOŚĆ BIODER ORAZ ZACHOWAJ WYPROSTOWANĄ POSTAWĘ CIAŁA,
- NIE ŚPIESZ SIĘ, WYKONUJ ĆWICZENIA ZE STARANNOŚCIĄ.

ĆWICZENIE I



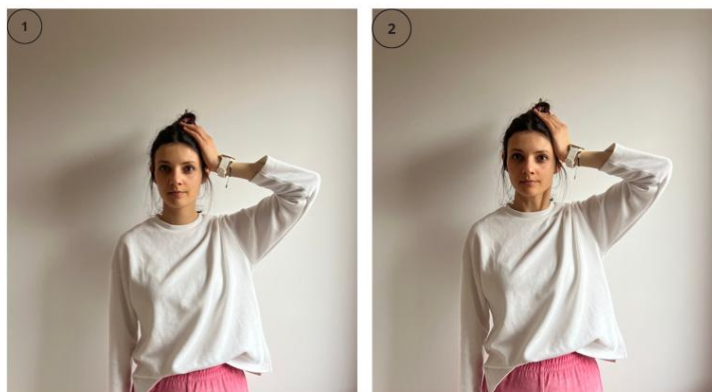
Pozycja wyjściowa: pozycja stojąca, plecy wyprostowane, broda ściągnięta, obie dłonie splecione na czole (1).

Ruch: Naciśnij rękoma na czoło, napnij mięśnie, utrzymaj końcową pozycję 8 sekund. Nie unosz brody, głowa pozostaje w bezruchu (2).

Powrót do pozycji wyjściowej, odczekaj 10 sekund, powtórz ćwiczenie.

UWAGI: Dłonie powinny być splecione częścią grzbietową na czole.

ĆWICZENIE II



Pozycja wyjściowa: pozycja stojąca, plecy proste, broda ściągnięta, lewa ręka oparta na prawej skroni (1).

Ruch: Naciśnij głową na rękę, napnij mięśnie szyi, utrzymaj końcową pozycję 8 sekund. Nie unosz brody, głowa pozostaje w bezruchu (2).

Powrót do pozycji wyjściowej, odczekaj 10 sekund, powtórz ćwiczenie.

ĆWICZENIE III



Pozycja wyjściowa: pozycja stojąca, plecy proste, broda ściągnięta, prawa ręka oparta na prawej skroni (1).

Ruch: Naciśnij głową na rękę, napnij mięśnie szyi, utrzymaj końcową pozycję 8 sekund. Nie unosz brody, głowa pozostaje w bezruchu (2).

Powrót do pozycji wyjściowej, odczekaj 10 sekund, powtórz ćwiczenie.

ĆWICZENIE IV



Pozycja wyjściowa: Pozycja stojąca, plecy wyprostowane, broda ściągnięta, obie dłonie splecione na karku (1).

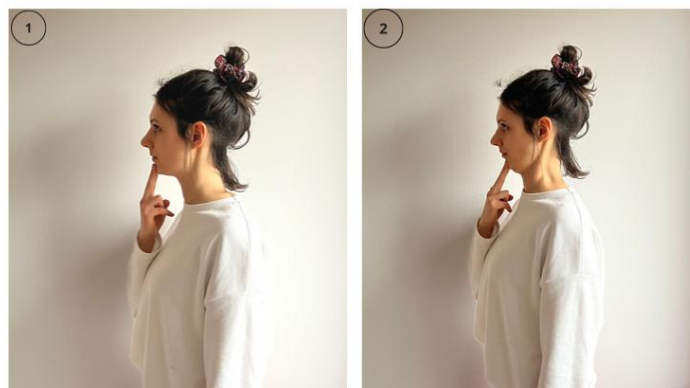
Ruch: Naciśnij głową na ręce, napnij mięśnie, utrzymaj końcową pozycję 8 sekund. Nie unosz brody, głowa pozostaje w bezruchu (2).

Powrót do pozycji wyjściowej, odczekaj 10 sekund, powtórz ćwiczenie.

ĆWICZENIA KORYGUJĄCE POSTAWĘ CIAŁA

- WYKONAJ PO 10 POWTÓRZEŃ KAŻDEGO ĆWICZENIA PRZEDSTAWIONEGO PONIŻEJ,
- WYKONUJĄC ĆWICZENIA POZOSTAŃ W POZYCJI STOJĄCEJ, NOGI USTAW NA SZEROKOŚĆ BIODER ORAZ ZACHOWAJ WYPROSTOWANĄ POSTAWĘ CIAŁA,
- NIE ŚPIESZ SIĘ, WYKONUJ ĆWICZENIA ZE STARANNOŚCIĄ.

ĆWICZENIE I



Pozycja wyjściowa: Pozycja stojąca, plecy wyprostowane, broda ściągnięta, palce prawej dłoni przyłóż do brody (1).

Ruch: Delikatnie popchnij żuchwę prostopadle do podłoża, utrzymaj końcową pozycję 8 sekund (2).

Powrót do pozycji wyjściowej, odczekaj 10 sekund, powtórz ćwiczenie.

UWAGI: patrz prosto przed siebie – nie unosz ani nie opuszczaj nadmierni podbródka.

ĆWICZENIE II



Pozycja wyjściowa: Pozycja stojąca, plecy wyprostowane, broda ściągnięta, kciukiem i palcem wskazującym lewej dłoni obejmij żuchwę, drugą rękę ułóż z tyłu głowy (1).

Ruch: Delikatnie popchnij żuchwę lewą ręką, a prawą skoryguj ustawienie głowy. Utrzymaj końcową pozycję 8 sekund (2).

Powrót do pozycji wyjściowej, odczekaj 10 sekund, powtórz ćwiczenie.

UWAGI: ruch ten wygląda tak, jakbyśmy chcieli "urosnąć".

ZAPAMIĘTAJ

- na codzień dbaj o zachowanie wyprostowanej postawy ciała zarówno w pozycji siedzącej jak i stojącej.



Kwestionariusz oceny jakości życia SF-36
(wersja polska)

1. Generalnie możesz powiedzieć, że stan twojego zdrowia jest:

[1] Deckensky, [1] Dobry, [1] Niezgodowski

[1] Düşük lenjini iç içe rakı taray; [1] Düşük lenjini iç içe rakı taray; [1] Düşük lenjini iç içe rakı taray;

Czynności	Bardzo ogranicza	Trochę ogranicza	Nie ogranicza wcale
czynności wymagające energii, takie jak: bieganie, podnoszenie ciężarów, uczestniczenie w sportach wymagających dużego zaangażowania			
czynności o umiarkowanej trudności, takie jak: przesuwanie stołu, odkurzanie, gra w kręgle lub golfa			
podnoszenie lub dźwiganie zakupów			
pokonywanie kilku pięter schodów			
pokonywanie jednego piętra schodów			

schylanie się lub przyklękanie			
spacer dłuższy niż 1 km			
spacer ok. 500 m			
spacer ok. 100 m			
kąpiel lub ubieranie się			

4. Czy w ostatnim miesiącu miałeś(-aś) problemy z pracą lub codzienną aktywnością, które wynikały ze stanu zdrowia i powodowały:

	Tak	Nie
konieczność skrócenia czasu pracy lub innych czynności		
gorsze samopoczucie niż oczekiwałeś(-aś)		
ograniczenie w rodzaju pracy lub innych czynności		
wystąpienie utrudnień w wykonywanej pracy lub innych czynności		

5. Czy w ciągu ostatniego miesiąca miałeś(-aś) problemy związane z wykonywaną pracą lub codziennymi czynnościami wynikające z problemów emocjonalnych (np. poczucie depresji, zdenerwowanie)?

	Tak	Nie
skrócenie czasu wykonywanej pracy lub innej aktywności		
osiągnięcia (rezultaty) mniejsze, niż oczekiwałeś(-abyś)		
niemożność wykonywania pracy lub innej czynności tak starannie jak zwykle		

6. Czy w ciągu ostatniego miesiąca twoje problemy zdrowotne lub emocjonalne miały wpływ na zwyczajne czynności, kontakty z rodziną, przyjaciółmi, sąsiadami lub innymi grupami?

☐ Nie, wcale ☐ Czasami ☐ Bardzo duży
☐ Rzadko ☐ Nawet bardzo

7. Ile razy odczuwałeś(-aś) ból w ciągu ostatniego miesiąca?

☐ Nigdy ☐ Bardzo rzadko ☐ Rzadko
☐ Wyjątkowo ☐ Często ☐ Bardzo często

8. Jak często w ciągu ostatniego miesiąca ból zakłócał Twoją normalną pracę (zawodową i domową)?

☐ Wcale ☐ Średnio ☐ Bardzo
☐ Trochę ☐ Nawet bardzo

9. Poniższe pytania dotyczą Twojego samopoczucia w ciągu ostatniego miesiąca. Na każde pytanie proszę udzielić jednej odpowiedzi najbardziej zbliżonej do stanu faktycznego. Ile razy wystąpił dany objaw w ciągu ostatniego miesiąca?

	Cały czas	Dużo czasu	M mało czasu	Większość czasu	Jakiś czas	Wcale
a) byłeś(-aś) pełen(-na) animuszu						
b) byłeś(-aś) bardzo zdenerwowany						
c) czułeś(-aś) się nic nie wart(-a) i nic nie było w stanie cię pocieszyć						
d) byłeś(-aś) wyciszony(-a) i spokojny(-a)						
e) byłeś(-aś) pełen(-na) energii						
f) byłeś(-aś) załamany(-a) i smutny(-a)						
g) czułeś(-aś) się zmarnowany(-a)						
h) byłeś(-aś) szczęśliwy(-a)						
i) byłeś(-aś) zmęczony(-a)						

10. Jak często w ciągu ostatniego miesiąca Twoje zdrowie fizyczne lub stan emocjonalny wpływały na kontakty towarzyskie (spotkania z rodziną i przyjaciółmi)?

- ☐ Cały czas ☐ Część czasu ☐ Wcale
☐ Większość czasu ☐ M mało czasu

11. Jak bardzo prawdziwe lub fałszywe są według Ciebie poniższe stwierdzenia?

	Szczególnie prawdziwe	Czasami prawdziwe	Nie wiem	Czasami fałszywe	Szczególnie fałszywe
a) uważam, że stan mojego zdrowia jest lepszy niż innych osób, które znam					
b) jestem zdrowszy od innych osób, które znam					
c) przypuszczam, że stan mojego zdrowia ulegnie pogorszeniu					
d) stan mojego zdrowia jest doskonały					