

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO
IM. POLSKICH OLIMPIJCZYKÓW
WE WROCŁAWIU
WYDZIAŁ FIZJOTERAPII

Bernadetta Berger-Pasternak

WPŁYW METODY PLASTROWANIA
DYNAMICZNEGO LUB RELAKSACJI MIĘŚNI NA
WŁAŚCIWOŚCI MECHANICZNE TKANEK MIĘKKICH
ORAZ KINEMATYKĘ ZMIAN POZYCJI CIAŁA OSÓB
Z NIESPECYFICZNYM ZESPOŁEM BÓLOWYM
KRĘGOSŁUPA

Promotor:

dr hab. Tomasz Sipko, prof. AWF

WROCŁAW 2022

SPIS TREŚCI

WYKAZ SKRÓTÓW	4
I WSTĘP.....	5
I 1. Epidemiologia bólu okolicy lędźwiowo-krzyżowej kręgosłupa	5
I 2. Niespecyficzne dolegliwości bólowe kręgosłupa lędźwiowego.	6
I 3. Zaburzenia funkcji kręgosłupa w zespołach bólowych okolicy lędźwiowej kręgosłupa.	6
I 4. Leczenie zachowawcze dolegliwości bólowych kręgosłupa lędźwiowego	8
I 5. Właściwości mechaniczne tkanek miękkich.....	11
I 6. Podsumowanie – uzasadnienie podjęcia badań.....	13
II CEL I ZAŁOŻENIA PRACY.....	15
III HIPOTEZY	15
IV MATERIAŁ I METODY BADAWCZE.....	15
IV 1. Grupa badawcza:	15
IV 2. Metody badań:	17
IV 3. Interwencje	23
IV 4. Analiza statystyczna.	26
V WYNIKI BADAŃ	28
V 1. Natężenie bólu spoczynkowego (NRS)	28
V 2. Kwestionariusz niepełnosprawności Oswestry (ODI)	29
V 3. Kinematyka zmian pozycji ciała	30
V 3.1 Maksymalne przyspieszenie w osi pionowej, podczas czynności wstawania.....	30
V 3.2 Maksymalne przyspieszenie w osi poprzecznej, podczas czynności wstawania	31
V 3.3 Maksymalne przyspieszenie w osi strzałkowej, podczas czynności wstawania	32
V 3.4 Maksymalne przyspieszenie w osi pionowej, podczas czynności siadania	33
V 3.5 Maksymalne przyspieszenie w osi poprzecznej, podczas czynności siadania	34

V 3.6	Maksymalne przyspieszenie w osi strzałkowej, podczas czynności siadania	35
V 3.7	Podsumowanie efektów interwencji na kinematykę ruchu podczas czynności wstawania i siadania.....	35
V 4.	Właściwości mechaniczne tkanek miękkich	36
V 4.1	Częstotliwość - tonus mięśniowy	36
V 4.2	Sztywność poprzeczna	37
V 4.3	Elastyczność.....	38
V 4.4	Relaksacja	39
V 4.5	Pełzanie	40
V 4.6	Podsumowanie efektów interwencji na właściwości mechaniczne tkanek miękkich	41
VI	DYSKUSJA.....	41
VII	WNIOSKI.....	48
VIII	PIŚMIENNICTWO.....	50
	STRESZCZENIE.....	64
	ABSTRACT.....	66
	Spis tabel.....	68
	Spis rysunków.....	68
	Spis fotografii.....	68
	Spis rycin	69

WYKAZ SKRÓTÓW

AP Max acc – maksymalne przyspieszenie w osi strzałkowej

CLBP- Chronic Low Back Pain

D – strona dominująca

FOL – Badanie III

KT – Kinesiology Taping

KT-PEBO – Kinesiology Taping Placebo

Max acc – maksymalne przyspieszenie

ML Max acc – maksymalne przyspieszenie w osi poprzecznej

NRS – Numerical Rating Scale

NSLBP – Non-Specific Low Back Pain

LBP – Low Back Pain

O – strona przeciwna do dominującej

ODI – Oswestry Disability Index

PIR – Post-izometryczna Relaksacja Mięśni

POST – Badanie II

PRE – Badanie I

ROM – Range of motion

STS - Sit to stand – czynność wstawania

StdTS - Stand to sit – czynność siadania

TUG – Timed Up and Go

VERT Max acc – maksymalne przyspieszenie w osi pionowej

I WSTĘP

I 1. Epidemiologia bólu okolicy lędźwiowo-krzyżowej kręgosłupa

Bóle odcinka lędźwiowego kręgosłupa są najczęściej występującym problemem układu mięśniowo-szkieletowego. Dotyka on około 80% dorosłej populacji przynajmniej raz w życiu (Steffens i wsp., 2016). Problem ten staje się nie tylko problemem medycznym, ale również społeczno-ekonomicznym (Palmer i wsp., 2000). Zespół bólowy dolnego odcinka kręgosłupa (LBP) definiuje się jako ból dolnej okolicy kręgosłupa, od poziomu najniższego żebra do fałdu pośladkowego. Tak samo definiuje się niespecyficzne dolegliwości bólowe kręgosłupa lędźwiowego (j. ang. non-specific low back pain - NSLBP). Nie jest on przypisany do określonej patologii jak na przykład zespół korzeniowy, infekcja, guz, zespół ogona końskiego czy osteoporoza, co czyni NSLBP zróżnicowanym (Balaque i wsp., 2012). Dolegliwości bólowe kręgosłupa lędźwiowego często prowadzą do niepełnosprawności czy też niezdolności do pracy (Gordon i wsp., 2016; Walker i wsp., 2004). NSLBP ogranicza aktywność osób w wieku poniżej 45 lat w krajach rozwiniętych i jest uważany za jeden z najczęstszych powodów konsultacji z lekarzem (Andersson, 1999). Problemy z bólami odcinka lędźwiowego są piątym najczęstszym powodem wizyty u lekarza podstawowej opieki zdrowotnej w USA i siódmym najczęstszym powodem wizyty u lekarza w Australii (Williams i wsp., 2010). Pacjenci z nieokreślonymi dolegliwościami kręgosłupa lędźwiowego stanowią 85% wszystkich pacjentów zgłaszających się do lekarza z LBP.

W Australii ból tej okolicy jest stanem zdrowia, który określa się jako największy problem w życiu z niepełnosprawnością (Williams i wsp., 2010). W Polsce badania pokazują, że 22,6% Polaków zgłaszało często lub bardzo często epizody bólu odcinka lędźwiowego (Henn i wsp., 2014).

Zarówno w LBP jak i NSLBP ból może być jednostronny, dwustronny, centralny lub może różnić się lokalizacją (Deyo i wsp., 2015). Ten szeroko rozumiany zespół bólowy jest często określany jako choroba wielowymiarowa, ponieważ może wpływać nie tylko na funkcjonowanie pacjenta w sferze fizycznej, ale również psychologicznej i społecznej (Stensland i Sanders, 2018). W postaci przewlekłej LBP utrzymuje się przez co najmniej trzy miesiące (Deyo i wsp., 2015).

I 2. Niespecyficzne dolegliwości bólowe kręgosłupa lędźwiowego.

Niespecyficzne bóle kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego pochodzą z układu mięśniowo-szkieletowego, którego objawy mogą się różnić (Waddell i wsp., 2004). Pacjenci uskarżający się na bóle odcinka lędźwiowego kręgosłupa w badaniach wykazują zmniejszony zakres jego ruchomości, amplitudy i prędkości ruchu (Laird i wsp., 2019; Laird i wsp., 2014). Pojawiają się również różnice w wielkości i sile mięśni (Kolberi wsp., 2007; Pranata i wsp., 2017), napięciu oraz sztywności mięśni przykręgosłupowych (Hildebrandt i wsp., 2017, Hu i wsp., 2018).

Istnieje duża potrzeba skuteczniejszego leczenia bólu odcinka lędźwiowego kręgosłupa (Garcia i wsp., 2011), choćby ze względu na fakt, iż po wystąpieniu pierwszego incydentu przewlekłego bólu krzyża prawdopodobieństwo braku wystąpienia kolejnych dolegliwości bólowych w tym odcinku wynosi tylko 42% (Costa i wsp., 2009).

Dolegliwości bólowe kręgosłupa lędźwiowego w ostrej fazie różnią się od dolegliwości w okresie przewlekłym nie tylko ze względu na czas trwania dolegliwości, ale również z powodu przyczyn sensorycznych oraz plastyczności neuronalnej. Zwracając uwagę na przyczyny sensoryczne, przewlekłe NSLBP nie jest już związane z niejasnym obwodowym wyzwalaczem, a ból jest scentralizowany (Kroner i wsp., 2007). Zjawisko scentralizowania bólu w czasie, ma związek z dwoma rodzajami plastyczności neuronalnej: funkcjonalną i strukturalną. Plastyczność funkcjonalna, pojawia się dość szybko jako fizjologiczna miara adaptacji. Neuroprzekaźniki są rozprawdane na różne sposoby, podczas gdy neuroreceptory zmieniają swoje zdolności receptorowe. Z kolei plastyczność strukturalna, dotyczy średnio i długoterminowych modyfikacji anatomicznych i biochemicznych wynikających ze zmienionych wymagań w mechanizmach przetwarzania bólu. Z tego powodu przewlekły ból traci swoją funkcję ostrzegawczą (Tolle i wsp., 2007).

I 3. Zaburzenia funkcji kręgosłupa w zespołach bólowych okolicy lędźwiowej kręgosłupa.

Dotychczasowe badania dotyczące kinematyki odcinka lędźwiowego, koncentrowały się na badaniu zakresu funkcjonalnego ruchu odcinka lędźwiowego w teście sit to stand

(STS) (Roldan-Yimenez i wsp., 2019), czasie wykonywania ruchu, przesunięciu środka ciężkości i kinematyki miednicy (Claeys i wsp., 2012), zmiany maksymalnego przyspieszenia ruchu kręgosłupa lędźwiowego opisano w mniejszym stopniu. Kinematyka odcinka lędźwiowego w teście Timed Up and Go (TUG) czy STS zmienia się jednak w zależności od stanu zdrowia, czy czynników demograficznych. Test TUG był już wcześniej opisywany jako wiarygodne i prawidłowe narzędzie do oceny upośledzenia czynnościowego u osób z LBP (Yilmaz Yelvar i wsp., 2017). Test TUG jest też powszechnym i szeroko stosowanym testem do oceny równowagi i ruchomości (Shumway-Cook i wsp., 2000). Do oceny parametrów ruchomości są wykorzystywane różnego rodzaju czujniki inercyjne, które dostarczają oceny obiektywnej i powtarzalnej. Dzięki temu, czujniki inercyjne stały się lepsze od tradycyjnych metod (Mancini i wsp., 2012; Zampieri i wsp., 2010). Ostatnie komercyjne badania systemu czujników bezwładnościowych, doprowadziły do stworzenia systemów łatwych w użyciu, przenośnych i zautomatyzowanych (Mancini i wsp., 2011). Dodatkowo wykazano, że test TUG jest rzetelnym środkiem oceny niezależnym od czynników takich jak otyłość (Stienen i wsp., 2016), czy stan zdrowia psychicznego (Stienen i wsp., 2017b), które znane są jako wpływające na stopień niepełnosprawności według kwestionariusza Oswestry Disability Index (ODI).

Testy funkcjonalne STS i TUG są stosunkowo łatwe w użyciu i wiarygodne. Testują szeroki zakres czynności, w których pacjenci z różnymi chorobami kręgosłupa lędźwiowego są ograniczeni. Test TUG oceniany za pomocą czujników inercyjnych bada wstawanie, przyspieszenie, chodzenie, zwalnianie, obracanie się i siadanie (Stienen i wsp., 2017a).

G-Walk do ogólnej analizy chodu u ludzi zdrowych (wykorzystany w badaniach własnych) został udokumentowany jako urządzenie wiarygodne dla wszystkich mierzonych parametrów czasoprzestrzennych takich jak długość i czas trwania kroku, pojedynczego i podwójnego podparcia, czasu trwania wymachu, czasu trwania postawy, prędkości i przyspieszenia (De Ridder i wsp., 2019; Park i Woo, 2015). G-Walk pozwala na głębszą analizę podstawowych czynności dnia codziennego takich jak chodzenie czy wstawanie i siadanie nie tylko u osób zdrowych (Berger-Pasternak i wsp., 2021), ale też z różnymi zaburzeniami układu kostno-szkieletowego (Kuligowski i Sipko, 2021).

I 4. Leczenie zachowawcze dolegliwości bólowych kręgosłupa lędźwiowego

Leczenie zachowawcze dolegliwości bólowych kręgosłupa lędźwiowego ma na celu zmniejszyć ból, nauczyć pacjentów radzenia sobie z bólem oraz poprawić ich codzienną aktywność (Tulder i wsp., 1997). Dotychczas w leczeniu dolegliwości bólowych kręgosłupa lędźwiowego zastosowano i przebadano wiele metod fizjoterapeutycznych. Wśród nich znalazła się terapia manualna kręgosłupa (Assendelft i wsp., 2004), czy elektroterapia (Djavid i wsp., 2007). Szacuje się, że ok. 80-90% pacjentów z bólem odcinka lędźwiowego kręgosłupa w stanie ostrym wraca do zdrowia w ciągu 6 tygodni (Elfering i wsp., 2008). Nie wszyscy pacjenci wracają jednak do zdrowia samoistnie i tak szybko. Jeśli ból określany jako ostry NSLBP utrzymuje się od 4 do 12 tygodni staje się bólem podoстрыm aż do dwunastego tygodnia, kiedy to dolegliwości utrzymujące się dłużej zmieniają się w przewlekły NSLBP (Airaksinen i wsp., 2006). Istnieją dowody, że pacjenci z CLBP wykazują zmniejszoną zdolność proprioceptywną oraz zwiększony problem z odtwarzaniem pozycji stawów w odcinku lędźwiowym (Brumagne i wsp., 2000; Descarreaux i wsp., 2005). Choć niektóre badania nie wykazały istotnych różnic między pacjentami z CLBP a uczestnikami badania bez bólu (Assel i wsp., 2006; Newcomer i wsp., 2000). Propriocepcja jest potrzebna do kontrolowania ruchu człowieka, dlatego jej zaburzenia mogą prowadzić do zmiany wzorców ruchowych (Sarlegna i wsp., 2009).

Jedną z metod terapii w CLBP jest metoda plastrowania dynamicznego (j. ang. Kinesiology Taping - KT). Taśma terapeutyczna składa się z kolorowych, elastycznych, bawełnianych pasków, która może się rozciągać nawet do 140% pierwotnej długości (Kurt i wsp., 2016). Taśma równoważąca do dynamicznego plastrowania, wpływa na zachowanie zbilansowanego działania struktur takich jak mięśnie, stawy i nerwy w ciele człowieka (Lee i wsp., 2016). Zastosowanie metody KT na struktury wykazujące objawy bólowe, powoduje wyrównanie zaburzeń funkcjonowania struktur ciała ludzkiego (Lee i wsp., 2016).

Metodę KT stosuje się w urazach mięśniowo-szkieletowych, w których ma za zadanie złagodzenie dolegliwości bólowych i zmniejszenie bądź zwiększenie napięcia

mięśniowego (Kaplan i wsp., 2016; Kachanathu i wsp., 2014). Ma również na celu odtworzenie fizycznych właściwości skóry człowieka (Kachanathu i wsp., 2014; Alvarez-Alvarez i wsp., 2014).

Wcześniejsze badania wykazały różne korzyści ze stosowania metody KT. W literaturze zasugerowano, że plastrowanie pomaga w normalizacji funkcji mięśni, zwiększeniu przepływu limfatycznego i naczyniowego oraz zmniejszeniu bólu poprzez stłumienie reakcji neurologicznej (Paoloni i wsp., 2011; Castro-Sanchez i wsp., 2012). KT ma swoje znaczenie również w stymulacji sensorycznej wpływającej na poprawę propriocepcji (Kase i wsp., 2003; Halseth i wsp., 2004). Tak jak wcześniej zostało zauważone, propriocepcja wpływa na kontrolowanie ruchów człowieka, co może mieć wpływ na kinematykę odcinka lędźwiowego podczas czynności STS i StdTS. Jednak badania wykonane przez Abbasi i wsp. nie wykazały poprawy propriocepcji lędźwiowej u pacjentów z NCLBP po krótkotrwałej aplikacji KT w odcinku lędźwiowym (Abbasi i wsp., 2020). Może to sugerować również brak istotnej poprawy kinematyki odcinka lędźwiowego w teście STS i StdTS, chociaż brakuje doniesień na ten temat.

Wykazano zmniejszenie bólu u pacjentów po zastosowaniu KT, które mogło zostać przypisane supresji neurologicznej, spowodowanej stymulacją mechanoreceptorów skóry (Anandkurman i wsp., 2014), a także oddziaływanie zastosowanych plastrów na zmniejszenie bólu podczas wykonywania czynności funkcjonalnych oraz zwiększenie wydajności (Huang i wsp., 2011). Takie efekty mogą świadczyć o możliwości zmniejszenia stopnia niepełnosprawności funkcjonalnej u osób z CLBP w kwestionariuszu Oswestry.

Nałożenie plastrów dynamicznych na mięśnie czworogłowe sportowców ze zmęczeniem mięśni, wywołało stymulacje dotykowe, a jednocześnie elastyczność taśmy kinezyologicznej zwiększyła siłę mięśniową poprzez stymulowanie właściwości rozciągania mięśni szkieletowych (Choi i wsp., 2019). W innych badaniach, po zastosowaniu KT stwierdzono brak zwiększenia siły mięśnia czworogłowego u osób z gonartrozą (Lemos i wsp., 2018). Przeprowadzono również badania wykazujące, że plastrowanie KT nie wpływa na napięcie mięśniowe podczas utrzymywania pozycji statycznej przy 90 stopniach zgięcia stawu kolanowego, ani nie wpływa na aktywację mięśnia czworogłowego lub wytwarzanie siły podczas maksymalnego dobrowolnego

skurczu izometrycznego, w grupie młodych, wytrenowanych mężczyzn (Fabio i wsp., 2019).

W ostatnich latach pojawiło się coraz więcej badań na temat działania KT w CLBP, jednak nieliczne z nich dotyczą leczenia w niespecyficznym przewlekłym bólu odcinka lędźwiowego (Castro-Sanchez i wsp., 2012; Paoloni i wsp., 2011; Parreira i wsp., 2014; Luz Junior i wsp., 2015). Taśma równoważąca dla ostrego niespecyficznego bólu dolnej części pleców zmniejszyła ból i zwiększyła zakres ruchu (ROM) (Lee i wsp., 2017). Również inne badania w krótkim czasie wykazały zmniejszenie natężenia dolegliwości bólowych według skali VAS lub NRS oraz niepełnosprawności przy użyciu taśm KT w porównaniu z placebo, chociaż te efekty były zbyt małe, aby były klinicznie wartościowe (Castro-Sanchez i wsp., 2012; Al.-Shareef i wsp., 2016). Niektórzy autorzy jednak donoszą, że plastrowanie placebo w CLBP nie wydaje się gorsze od KT pod względem zmniejszenia bólu lub niepełnosprawności (Grześkowiak i wsp., 2019; Parreira i wsp., 2014).

Różnice w wynikach badań mogą wynikać z formy zastosowanej aplikacji placebo. W jednych z badań porównano dwie formy aplikacji taśmy równoważącej. Pierwsza grupa pacjentów została oklejona w sposób zgodny z oficjalnym podręcznikiem Kinesio Taping Association International z napięciem 10-15% zwiększając mikrokrażenie w miejscu aplikacji (Kase i wsp., 2013). W drugiej grupie zastosowano taping bez generowania napięcia. I tutaj wyniki badań pokazały brak istotnej różnicy między grupami, co rodzi pytanie o potrzebę napięcia taśm podczas aplikacji (Parreira i wsp., 2014). Kolejny z autorów porównał zastosowanie KT z aplikacją zwykłymi plastrami Micropore oraz z grupą kontrolną, która nie miała zastosowanej żadnej formy terapii. Wyniki wykazały brak różnic między grupami KT a Micropore w ocenie niepełnosprawności osób z NCLBP. Interwencja KT okazała się lepsza tylko w porównaniu z grupą kontrolną pod względem poziomu niepełnosprawności wg skali Roland Morris Disability Questionnaire (Luz Junior i wsp., 2015). Jak widać wyniki większości badań w tym kierunku potwierdzają efekty terapeutyczne KT podobne do efektu placebo.

Wszystkie powyższe badania skupiają się jednak na dolegliwościach bólowych oraz stopniu niepełnosprawności pacjentów z NCLBP, jednak żadne z powyższych badań nie

opisują jak plastrowanie placebo czy KT wpływa na właściwości mechaniczne tkanek miękkich czy kinematykę odcinka lędźwiowego.

Inną metodą fizjoterapii, należąca do mięśniowych technik energetycznych jest post-izometryczna relaksacja mięśni (PIR), której celem jest zmniejszenie dolegliwości bólowych, przez obniżenie napięcia mięśniowego. Metoda PIR wykorzystuje aktywną pracę pacjenta i terapeuty, który wywiera optymalny opór. Uważa się, że PIR wywołuje reakcje fizjologiczne przez mechanizmy odruchowe. Wynikiem tej techniki jest zmniejszenie napięcia w mięśniu (lub grupie mięśni), a także zwiększenie tolerancji mięśnia na rozciąganie, co uważa się za spowodowanie stymulacji narządów ścięgnistych Golgiego wywołanych skurczem izometrycznym (Emary, 2012; Day i Nitz, 2012). Wyższość metody PIR nad innymi formami rozciągania opiera się na neurorefleksyjnych mechanizmach hamowania autogenicznego, które zmniejsza agonistyczne napięcie mięśniowe po skurczu, w celu ułatwienia skurczu antagonisty, co sprzyja rozluźnieniu i wydłużeniu mięśni (Page i wsp., 2012).

Dotychczasowe badania porównywały krótkoterminowe wyniki badania elektromiograficznego (EMG) po post-izometrycznym rozluźnieniu mięśni lub zastosowaniu plastrowania dynamicznego do normalizacji napięcia mięśnia czworobocznego grzbietu i łagodzenia bólu (Ptaszkowski i wsp., 2015). Wyniki przedstawionych badań nie są jednoznaczne. Wymagają dalszych badań nad efektem terapeutycznym metody plastrowania dynamicznego oraz metody PIR. Brakuje doniesień naukowych w ramach przedłużonego efektu wpływu metody plastrowania dynamicznego lub relaksacji mięśni na mechaniczne właściwości tkanek miękkich oraz kinematykę odcinka lędźwiowego kręgosłupa.

I 5. Właściwości mechaniczne tkanek miękkich

Właściwości mechaniczne tkanek miękkich takich jak napięcie spoczynkowe (Hz), sztywność poprzeczna (N/m), pełzanie (Deborah numbers), relaksacja (m/s) czy elastyczność, są podstawowymi parametrami wpływającymi na poziom stabilizacji stawów oraz funkcjonowania mięśni (Tas i wsp., 2021).

Napięcie spoczynkowe charakteryzuje napięcie mięśniowe w stanie pasywnym, bez żadnego dobrowolnego skurczu. Wysokie napięcie mięśniowe i związane z nim wysokie

ciśnienie wewnątrzmięśniowe ograniczają dostęp krwi, powodują szybszą męczliwość mięśni oraz wolniejszą regenerację (Kelly i wsp., 2018).

Sztywność jest uważana za wewnętrzną zdolność do przeciwstawiania się zmianom kształtu mięśni, wywołanym przez siłę zewnętrzną (Huang i wsp., 2018). Sztywność poprzeczna wynika z właściwości lepko-sprężystych tkanki, można określić ją jako odporność mięśnia podczas jego biernego rozciągania (Schleip i wsp., 2006), jak również wykorzystać do oceny zdrowia mięśni i ścięgien (Marusiak i wsp., 2011).

Wartościami Deborah określamy stosunek czasu deformacji i relaksacji. Pełzanie to stopniowe wydłużanie tkanki w czasie, gdy jest ona umieszczona pod stałym naprężeniem rozciągającym (myoton.com).

Czas relaksacji naprężenia mechanicznego to czas w którym mięsień wraca do swojej pozycji wyjściowej po deformacji (myoton.com). Logarytmiczne zmniejszenie naturalnej oscylacji tkanki charakteryzuje jej elastyczność. Elastyczność to biomechaniczna zdolność mięśnia do przywrócenia do odzyskania początkowego kształtu po deformacji (Kelly i wsp., 2018).

Podręcznym urządzeniem do pomiaru właściwości mechanicznych tkanek miękkich jest Myoton (Myoton SA, Talin, Estonia), który za pomocą krótkiego (15ms) impulsu mechanicznego wywołuje tłumione drgania mięśni, generując mechaniczną oscylację w tkankach miękkich. Umożliwia to badanie mechanicznych właściwości tkanek, takich jak częstotliwość oscylacji (F) (Hz), logarytmiczny spadek naturalnej oscylacji (D), sztywność dynamiczna (S) (N/m), zdolność pełzania (C) i czas relaksacji naprężeń mechanicznych (R) (ms) (Myoton.com).

Zmiany właściwości mechanicznych tkanek mogą powodować niestabilność czy też zaburzenia ruchomości stawów oraz skrócenie czasu reakcji mięśni (Yushin i wsp., 2019). Wykazano, że pacjenci z CLBP wykazują zmienione napięcie mięśniowe i sztywność mięśni przykręgosłupowych (Haładaj i Topol, 2016). Najczęściej pojawia się napięcie lub sztywność mięśni przykręgosłupowych okolicy lędźwiowo-krzyżowej centralnie bądź po jednej stronie z promieniowaniem lub bez promieniowania do kończyny dolnej (Creze i wsp., 2019). Co jest zgodne z definicją NSLBP (Tulder i wsp., 2006).

W badaniach młodych osób (średnia wieku 25,9 lat) wykazano brak różnic we właściwościach mechanicznych mięśnia prostownika grzbietu takich jak: częstotliwość, sztywność, elastyczność, relaksacja i pełzanie, między osobami z NSLBP a zdrowymi. Wykazano jedynie różnice w pomiarach właściwości mechanicznych tkanek miękkich dla mięśnia prostego i skośnych brzucha (Chojowski i wsp., 2022).

Brakuje jednak badań w zakresie wpływu stosowania różnych form rehabilitacji na zmiany właściwości mechanicznych tkanek miękkich. Tym bardziej, iż średnie napięcie mięśniowe i sztywność na każdym poziomie lędźwiowym zarejestrowane przy dwóch okazjach bez zastosowania jakiegokolwiek terapii wykazały, że różnice między dniami nie były istotne na wszystkich poziomach lędźwiowych. Nie zaobserwowano istotnej różnicy w napięciu i sztywności mięśni przykręgosłupowych ze względu na stronę prawą i lewą (Hu i wsp., 2018).

Wcześniejsze badania wykazywały jedynie wpływ ćwiczeń ekscentrycznych i koncentrycznych lub też masażu na sztywność mięśni (Eriksson Crommert i wsp., 2015; Ogai i wsp., 2008; Thomson i wsp., 2015, Pui W. Kong i wsp., 2018).

Znaczące zmniejszenie sztywności, napięcia i elastyczności tkanek miękkich okolicy kręgosłupa lędźwiowego wykazano po zastosowaniu terapii manualnej. Istotnym jest fakt, iż wyjściowa sztywność, BMI, obwód talii i płeć mogą znacząco przyczyniać się do wielkości reakcji (Hamilton i wsp., 2022).

I 6. Podsumowanie – uzasadnienie podjęcia badań

Analiza prac naukowych wskazuje na sprzeczność wyników badań w odniesieniu do efektów terapeutycznych KT lub KT-PEBO ze względu na natężenie bólu, czy też reakcję mięśniową. Brak również doniesień dotyczących wpływu KT, KT-PEBO oraz PIR na stopień niepełnosprawności, właściwości mechaniczne tkanek miękkich czy kinematykę odcinka lędźwiowego kręgosłupa. Dotychczasowe badania nie dostarczają wystarczającej wiedzy w zakresie podjęcia odpowiedniej terapii dla poprawy właściwości mechanicznych tkanek miękkich i zmniejszeniu dolegliwości bólowych kręgosłupa lędźwiowego. Nie opisują również wpływu różnych form terapii na kinematykę odcinka lędźwiowego u osób z LBP. W badaniach własnych z testu TUG wyselekcjonowano czynność wstawania (STS) i siadania (StdTS). Zbadano maksymalne przyspieszenie (Max

acc) ruchu odcinka lędźwiowego kręgosłupa podczas wykonywania czynności zmiany pozycji ciała u osób z NSLBP. Dla poprawy jakości życia i funkcjonowania takich osób, należałoby zastosować takie metody terapeutyczne, które najlepiej będą wpływać na zmniejszenie bólu, a przez to na kinematykę odcinka lędźwiowego kręgosłupa i właściwości mechaniczne tkanek miękkich.

Przedstawione w rozdziale I 5. badania, uzasadniają podjęcie tematu oceniającego obiektywne pomiary zmian właściwości mechanicznych tkanek miękkich po zastosowaniu interwencji KT, KT-PEBO i PIR. Wyniki te wspomogą budowanie obiektywnej bazy dowodowej dla leczenia problemów bólowych dolnego odcinka kręgosłupa.

Wprowadzenie w marcu 2020 roku stanu pandemii Covid-19, wymagało zastosowania takich metod terapeutycznych, które wymagają jak najmniejszego kontaktu pacjenta z terapeutą oraz umożliwiają pacjentom samodzielne leczenie dolegliwości bólowych. W przedstawianej pracy doktorskiej kryteria te uwzględniono w doborze metod terapeutycznych dla pacjentów z NSLBP.

II CEL I ZAŁOŻENIA PRACY

Celem pracy jest ocena wpływu zastosowania metody plastrowania dynamicznego z napięciem lub bez napięcia taśmy lub relaksacji mięśni na natężenie bólu, kinematykę zmian pozycji ciała podczas czynności wstawania lub siadania oraz właściwości mechaniczne tkanek miękkich, u pacjentów z zespołem bólowym odcinka lędźwiowego kręgosłupa.

III HIPOTEZY

1. Aplikacja plastrowania dynamicznego lub post-izometryczna relaksacja mięśni wpływa na zmniejszenie natężenia bólu oraz stopnia niepełnosprawności.
2. Post-izometryczna relaksacja mięśni wpływa na zmianę kinematyki odcinka lędźwiowego podczas czynności wstawania lub siadania.
3. Aplikacja plastrowania dynamicznego wpływa na właściwości mechaniczne mięśnia prostownika kręgosłupa u osób z niespecyficznym zespołem bólowym kręgosłupa lędźwiowego.
4. Efekt terapeutyczny stosowania plastrowania dynamicznego lub post-izometrycznej relaksacji mięśni jest zróżnicowany w zależności od czasu badania.

IV MATERIAŁ I METODY BADAWCZE

IV 1. Grupa badawcza:

Badaniu zostały poddane 64 osoby, losowo przydzielonych do 3 grup badawczych:

- I grupa (PIR) - 20 osób (równoliczna kobiet i mężczyzn) z przewlekłym niespecyficznym zespołem bólowym kręgosłupa okolicy lędźwiowej, u których

zastosowano technikę post-izometrycznej relaksacji mięśni grzbietu w odcinku lędźwiowym oraz instruktaż wykonywania czynności codziennych,

- II grupa (KT) - 21 osób (11 kobiet i 10 mężczyzn) z przewlekłym niespecyficznym zespołem bólowym kręgosłupa okolicy lędźwiowej, u których zastosowano aplikację plastrowania dynamicznego metodą mięśniową w okolicy lędźwiowej kręgosłupa oraz instruktaż wykonywania czynności codziennych,

- III grupa (KT-PEBO)- 23 osoby (13 kobiet i 10 mężczyzn) z przewlekłym niespecyficznym zespołem bólowym kręgosłupa lędźwiowego jako grupa placebo, z zastosowaniem aplikacji placebo plastrami do kinezjotapingu, mięśni okolicy lędźwiowej kręgosłupa oraz instruktaż wykonywania czynności codziennych.

Kryteria włączenia do grup badawczych: pacjenci z zespołem bólowym kręgosłupa w odcinku lędźwiowym w okresie przewlekłym (czas trwania bólu nawracającego ponad 3 miesiące); intensywność bólu w skali numerycznej (NRS) w dniu badania 1-6; wiek pacjentów 20-60 lat (osoby w wieku produkcyjnym); wiek pacjentów do badania został wybrany na podstawie wcześniejszych badań naukowych, które wykazały różnice w wykonaniu testu TUG u dzieci, dorosłych młodych i dorosłych seniorów (Mangano i wsp., 2020).

Kryteria wyłączenia z badań: choroby neurologiczne i reumatoidalne, promieniowanie bólu poniżej fałdu pośladkowego, kręgozmyk, rwa kulszowa, zaawansowana osteoporoza, świeże schorzenia ortopedyczne pourazowe.

Przebadano łącznie 64 osoby z przewlekłym zespołem bólowym kręgosłupa lędźwiowego, u których ból trwał co najmniej od 3 miesięcy. Uczestnicy badań zostali zrekrutowani do grupy badawczej za pomocą ustnych wiadomości, plakatów oraz mediów społecznościowych z miasta Wrocław i okolic. W okresie trwania badań, uczestnicy nie byli poddawani żadnej innej interwencji terapeutycznej. Wszyscy uczestnicy podpisali pisemną zgodę na udział w badaniach.

Porównanie za pomocą jednoczynnikowej analizy wariancji wszystkich danych biometrycznych między grupami PIR, KT, KT-PEBO przed pierwszym badaniem wykazały, że grupy są jednorodne oraz nie różniły się istotnie średnimi grupowymi ($p>0.05$), co pozwoliło na porównania międzygrupowe (Tab.1).

Tabela 1. Dane biometryczne grupy PIR, KT i KT-PEBO przed interwencją.

	PIR (N=20)		KT (N=21)		KT-PEBO (N=23)	
	M ± SD	Me	M ± SD	Me	M ± SD	Me
Wiek [lata]	41,7 ± 9,26	41,5	39,62 ± 7,80	39	44,48 ± 5,70	46
Masa ciała [kg]	77,85 ± 18,06	78	77,71 ± 12,02	80	82,91 ± 13,06	82
Wysokość ciała [m]	1,75 ± 0,11	1,74	1,70 ± 0,091	1,68	1,73 ± 0,084	1,71
BMI [kg/cm²]	25,32 ± 5,08	24,7	26,60 ± 3,61	26,8	27,68 ± 4,06	27,4
NRS [pkt]	3,00 ± 1,78	2	3,95 ± 1,28	4	4,09 ± 1,81	4
Index ODI [pkt]	9,30 ± 4,82	9	15,52 ± 7,51	13	13,83 ± 8,15	13

Skróty: M ± SD – średnia ± odchylenie standardowe, Me – mediana, BMI - Body Mass Index, N – liczebność, PIR – post-izometryczna relaksacja mięśni, KT – kinesiology taping, KT-PEBO – Placebo, NRS - Numerical Rating Scale, ODI – Oswestry Disability Index

IV 2. Metody badań:

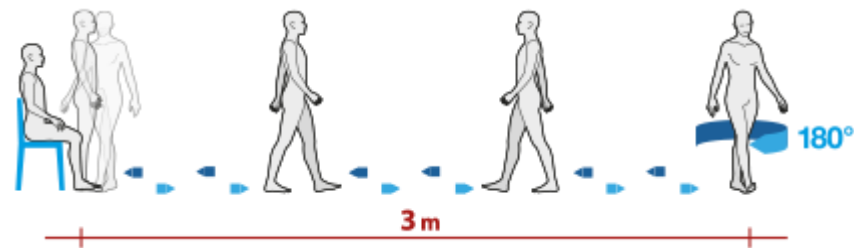
Każdy z badanych musiał stawić się 3 krotnie na badaniach, co tydzień i w tym samym dniu tygodnia, aby badanie było w pełni wykonane. Każdorazowo na początku badania oceniano natężenie bólu za pomocą numerycznej skali bólu (NRS), oceniano

poziom niepełnosprawności za pomocą kwestionariusza Oswestry, przeprowadzano test TUG oraz oceniano właściwości mechaniczne mięśnia prostownika grzbietu w okolicy lędźwiowej kręgosłupa.

Wykorzystany do badań BTS G-Walk (G-sensor 2) to przenośny, bezprzewodowy system inercyjny z czujnikami zakładanymi na osoby badane. Jego wymiary są niewielkie 70x40x18 mm, waży zaledwie 37g, dzięki czemu można go z łatwością przewozić. Urządzenie składa się z trójosiowego akcelerometru (16 bitów/osie) o wielu poziomach czułości (± 250 , ± 500 , ± 1000 , $\pm 2000^\circ/\text{s}$) oraz magnetometr trójosiowy (13 bitów, $\pm 1200\mu\text{T}$). BTS G-sensor jest mocowany za pomocą elastycznego pasa w okolicy talii badanego (na wysokości L2), gdzie rejestruje między innymi przyspieszenie ruchu okolicy lędźwiowej kręgosłupa. Dane dotyczące przyspieszenia były próbkowane z częstotliwością 100 Hz. Wszystkie mierzone parametry są zawsze przesyłane za pomocą Bluetooth do notebooka i przetwarzane przy użyciu specjalnego oprogramowania BTS G-Studio (BTS Bioengineering S.p.A., Włochy; Viteckova, 2020).

W oprzyrządowanej wersji badania TUG uczestnicy zostali poinstruowani, żeby wstać z krzesła bez oparcia (krzesło bez podłokietników, wysokość dostosowana do wysokości pacjenta (aby kolana były zgięte pod kątem 90°), przejść (bez podbiegania) na wprost odległość 3 m do zaznaczonej linii na podłodze, zawrócić po łuku o 180° , powrócić do krzesła i usiąść (Rys.1). Poproszono, aby tempo chodu było normalne oraz aby nie podparać się rękami podczas wstawania i siadania.

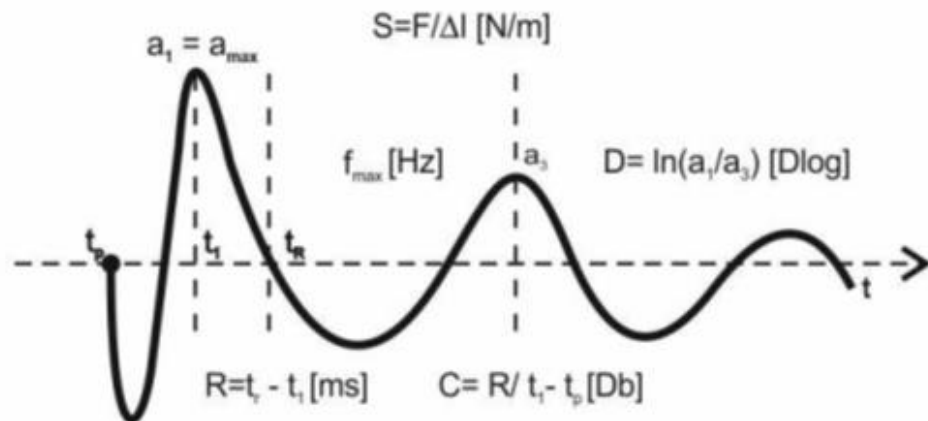
Wyodrębnione parametry zostały pogrupowane w oparciu o poszczególne podkomponenty testu TUG, czyli pozycja siedząca, wstawanie, chodzenie do przodu, skręcanie w połowie, powrót, skręcanie końcowe i siadanie. Podkomponenty zidentyfikowano stosując kryteria opisane przez Negrini i wsp., 2016. Następnie obliczono maksymalne przyspieszenie w osi pionowej, strzałkowej i poprzecznej podczas przejścia z pozycji siedzącej do stojącej i z pozycji stojącej do siedzącej. Wyniki tego badania zostały opracowane na podstawie zmian położenia czujnika inercyjnego BTS G-sensor, który został umieszczony za pomocą elastycznego pasa na ciele pacjenta w okolicy L2 odcinka lędźwiowego.



Rysunek 1: Schemat przebiegu testu timed up and go (G-WALK | Wearable inertial system | BTS Bioengineering).

Każdy z uczestników eksperymentu oceniał subiektywnie natężenie bólu spoczynkowego na skali numerycznej (NRS 1-10) (Childs i wsp., 2005) oraz Oswestry Disability Index. Kwestionariusz Oswestry jest powszechnie stosowaną skalą wykorzystywaną w badaniach bólów odcinka lędźwiowego kręgosłupa. Składa się z 10 pytań z sześcioma odpowiedziami dotyczących poziomu niepełnosprawności w wykonywaniu codziennych czynności oraz spędzaniu wolnego czasu przy dolegliwościach bólowych odcinka lędźwiowego kręgosłupa (poziom ból, pielęgnacja, podnoszenie, chodzenie, siedzenie, stanie, spanie, życie towarzyskie, podróżowanie, zmiana natężenia bólu). Stopień niepełnosprawności funkcjonalnej według ODI jest określany na podstawie ilości zdobytych punktów w stosunku do ich maksymalnej ilości czyli 50 punktów (największa niepełnosprawność) (Fairbank i Pynsent, 2000).

Właściwości mechaniczne tkanki mięśniowo-powięziowej zostały zbadane za pomocą urządzenia MyotonPro (Myoton AS, Tallin, Estonia), który stosuje krótki (15ms) impuls i 0.40 N siły mechanicznej w celu wywołania tłumionych drgań mięśnia. Właściwości lepkosprężyste mięśnia opisane we wstępie (str. 11) takie jak: napięcie spoczynkowe (Hz), sztywność poprzeczna (N/m), pełzanie (Deborah numbers), relaksację (m/s) i elastyczność określano na podstawie odpowiedzi oscylacyjnej mięśnia zarejestrowanej przez wbudowany akcelerometr (Ryc. 1), (Pruyn i wsp., 2016).



Rycina 1. Pomiar miometryczny i krzywa oscylacji tłumionych drgań wywołanych uderzeniem zgłębnika Myotonu w skórę nad mięśniem poddanym badaniu i algorytmny wyliczenia pięciu parametrów charakteryzujących właściwości tkanki mięśnia: częstotliwość oscylacji (f), sztywność poprzeczna tkanki (S), elastyczność (D), relaksacja (R) i właściwości pełzania tkanki (C) (Jaskólska, Jaskólski, 2020).

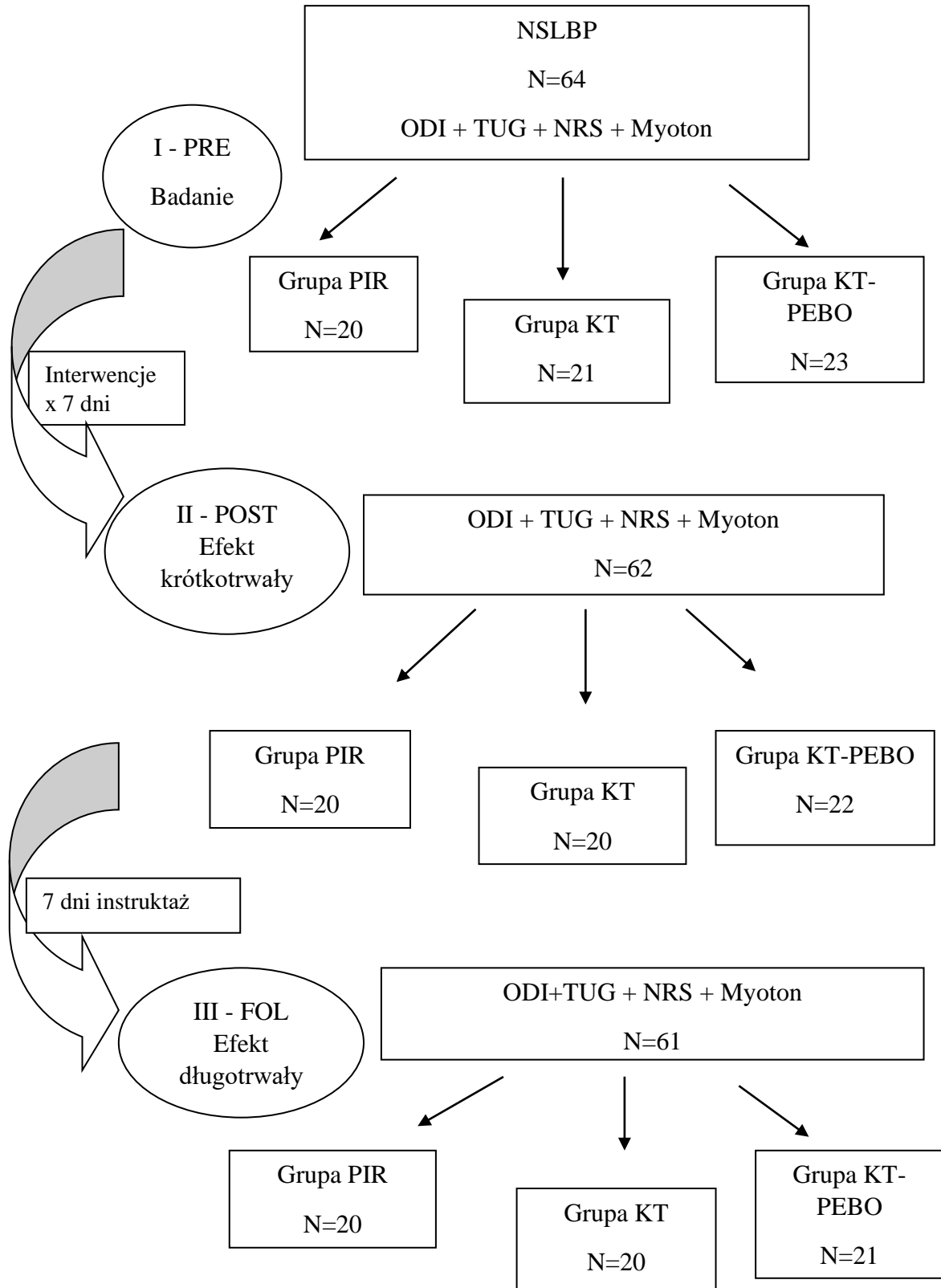
Pacjenci przyjmowali pozycję leżąc przodem z kończynami górnymi ułożonymi wzdłuż tułowia, twarz umieszczona w otworze na twarz w kozetce, a pod stawami skokowymi ułożony był wałek. Za każdym razem sondę urządzenia (średnica 3mm) umieszczano prostopadle do powierzchni skóry, nad mięśniem prostownikiem grzbietu, strony lewej i prawej, na wysokości L_2 . Urządzenie zaprogramowało dystrybucję pięciu impulsów mechanicznych odbieranych przez mięsień. W każdym miejscu do analizy wyników wykorzystano wartość średnią z trzech kolejno wykonanych pomiarów w ciągu jednego dnia badania. Aby pomiar był miarodajny punkty pomiarowe oznaczano na skórze markerem permanentnym, a wszystkie pomiary były wykonane przez tą samą osobę (Fotografia 1).



Fotografia 1. Badanie właściwości mechanicznych tkanek miękkich za pomocą urządzenia MYOTON (materiał własny).

Wszystkie badania przeprowadzono przed zastosowaniem określonej interwencji (PRE), po 7 dniach stosowanej terapii (POST), oraz po kolejnych 7 dniach bez stosowania żadnej formy terapii (FOL), jako efekt długotrwały poszczególnych interwencji. Schemat badań oraz przepływ osób w poszczególnych etapach badania przedstawiono na rycinie 2.

Na wykonanie badań uzyskano zgodę Komisji ds. Etyki Badań Naukowych, Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu (14.02.2020).



Rycina 2. Schemat badań oraz przepływ osób w poszczególnych etapach badania.

IV 3. Interwencje

Pierwsza grupa (PIR) została poddana metodzie post-izometrycznej relaksacji mięśni. Pacjent wykonywał codziennie przez 7 dni od dnia pierwszego badania 3 serie ćwiczenia auto-PIR mięśnia prostownika grzbietu.

W każdej serii zabiegowej pacjent wykonał 5 powtórzeń fazy napięcia mięśniowego i rozluźnienia. Pojedyncze napięcie o sile ok. 20% maksymalnych możliwości trwało ok. 5-7 s., a faza rozluźnienia z rozciąganiem mięśnia prostownika grzbietu ok. 3-4 s. Pacjent wykonywał ćwiczenie w leżeniu na boku, przybierając pozycję embrionalną ze zgiętą głową i trzymając się rękami za kolana. Faza napięcia mięśnia prostownika grzbietu, była próbą wyprostowania całego ciała, co uniemożliwiał chwyt rękami za kolana. Faza rozluźnienia - rozciągania była próbą maksymalnego zgięcia całego ciała wraz z głową (Fotografia 2). Na zakończenie każdej serii uczestnicy badania wykonywali pojedynczą stymulację antagonistów poprzez „odpychanie” rękami – kolan.

W czasie stosowania ćwiczeń pacjenci monitorowali nasilenie bólu, jeżeli ból się zwiększał przerywali ćwiczenia.



Fotografia 2. Ćwiczenia post-izometrycznej relaksacji mięśni dla mięśnia prostownika grzbietu. Górna fotografia przedstawia fazę napięcia, dolna fotografia przedstawia fazę rozluźnienia (materiał własny).

Druga grupa (KT) została poddana również 7 - dniowej interwencji, ale w postaci metody plastrowania dynamicznego mięśnia prostownika kręgosłupa w odcinku lędźwiowym. Plastry w kształcie litery „H” zostały naklejone techniką mięśniową na mięsień prostownik grzbietu na wysokości odcinka lędźwiowego kręgosłupa czyli od poziomu najniższego żebra do wysokości kości krzyżowej po obu stronach kręgosłupa.

Pierwsza baza została naklejona na wysokości 12 żebra, następnie pacjent wykonał skłon do przodu, do granicy bólu i w tej pozycji został naklejony plaster z naprężeniem 15 do 20%, po powrocie pacjenta do pozycji wyjściowej została doklejona końcowa baza (ok 2-3 cm) bez naprężenia, która sięgała do wysokości stawów krzyżowo-biodrowych. Następnie powtórzono taką samą aplikację po drugiej stronie kręgosłupa. Na końcu zaaplikowano trzeci plaster metodą mięśniowo – więzadłową poprzecznie do dwóch pierwszych z korektą naprężenia 70-80% obszaru bólu, w dalszej kolejności już bez generowania napięcia doklejono bazy plastra po obu stronach (Fotografia 3) (Elshinawy i wsp., 2017; Kase i wsp., 2003). Aplikację należało utrzymać do dnia kolejnego badania, czyli 7 dni.



Fotografia 3. Aplikacja H nad mięśniem prostownikiem grzbietu w odcinku lędźwiowym kręgosłupa (materiał własny).

Trzecia grupa (KT-PEBO) została poddana aplikacji plastrowania placebo. Podobnie jak w pierwszej grupie badanych plastry zostały zaaplikowane w kształcie litery „H”. Naklejono ten sam rodzaj plastrów od poziomu 12 żebra do stawów krzyżowo-biodrowych po obu stronach kręgosłupa bez naprężenia plastrów oraz bez wykonania jakiegokolwiek ruchu przez pacjenta, w pozycji stojącej. Na końcu zaaplikowano 3 plaster

poprzecznie do dwóch pierwszych, również bez jego naprężania. Aplikację należało utrzymać przez 7 dni do dnia kolejnego badania.

Do metody plastrowania w grupie KT jak i KT-PEBO wykorzystano różnokolorowe plastry dedykowane dla metody plastrowania dynamicznego firmy 3NS - TEX o szerokości 5 cm. Pacjenci zostali poinstruowani o sposobach pielęgnacji okolicy zaaplikowanej oraz o postępowaniu w przypadku wystąpienia reakcji alergicznej.

Instruktaż dnia codziennego dotyczył utrzymywania prawidłowej postawy ciała, ergonomii w czynnościach takich jak siedzenie, wstawanie, siadanie, chodzenie i podnoszenie rzeczy z podłogi. Instruktaż miał na celu wzbudzenie czucia własnego ciała oraz wywołanie poczucia współodpowiedzialności za prowadzoną terapię. Pacjent powinien pamiętać o utrzymywaniu właściwej, wyprostowanej postawy (korekcja przed lustrem) z napięciem głębokich mięśni brzucha. Podczas wykonywania czynności siadania, wstawania, chodzenia oraz podnoszenia rzeczy z podłogi pacjent powinien utrzymywać wyprostowany kręgosłup. Dodatkowo podczas podnoszenia rzeczy z podłogi pacjent powinien pamiętać o zginaniu kończyn dolnych w stawach kolanowych i biodrowych, tak aby wykonywał czynność podnoszenia z przysiadu, a nie przy prostych kończynach. Przy podnoszeniu jakichkolwiek przedmiotów powinien maksymalnie skracać dźwignię, aby przedmioty były podnoszone jak najbliżej ciała (materiał własny).

IV 4. Analiza statystyczna.

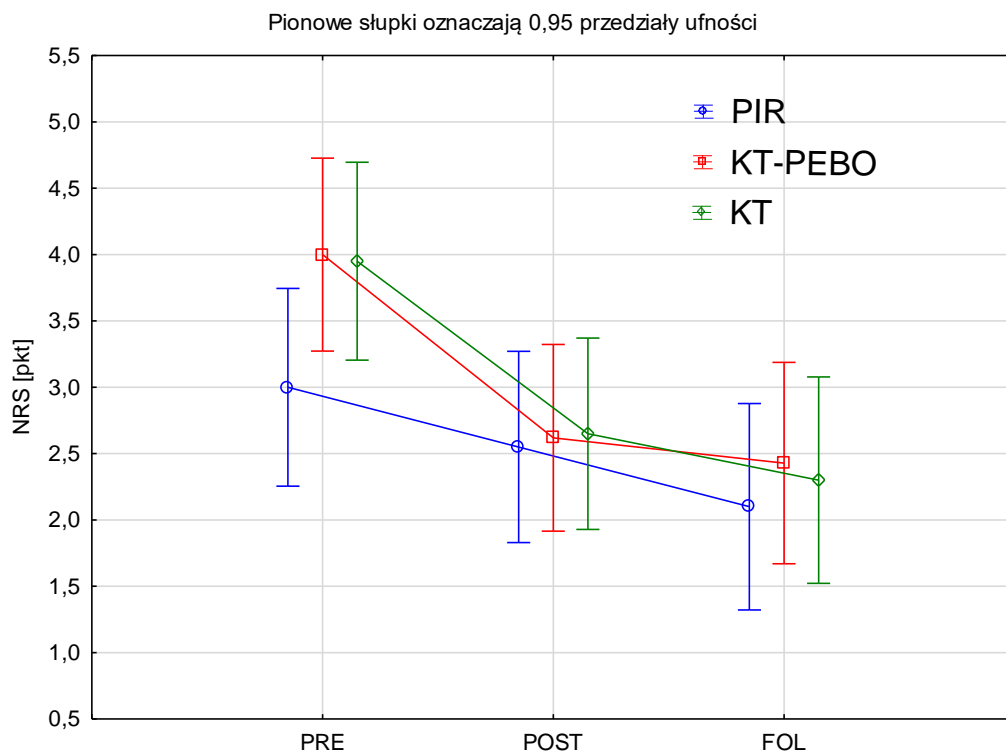
Wyniki badań zostały poddane analizie statystycznej, wykorzystując pakiet STATISTICA.PL. Na początku została sprawdzona normalność rozkładu za pomocą testu Shapiro-Wilka. Wykazano, że opisanie zmiennych za pomocą średnich i odchyłeń standardowych nie budzi zastrzeżeń. Zastosowano jednoczynnikową analizę wariancji testując dane demograficzne trzech badanych grup. Zweryfikowano założenie o jednorodności wariancji porównywanych grup testem Levene'a. Następnie do porównania średnich międzygrupowych użyto analizy wariancji trzyczynnikowej ANOVA z efektami głównymi grupa interwencji [PIR, KT, KT-PEBO], czas terapii [PRE, POST, FOL], strona [D, O].

Analizę wariancji wykonano kontrolując moc obserwowaną oraz miary siły efektu (Eta kwadrat). Eta kwadrat - efekty: 0.01 – efekt mały; 0.06 – efekt przeciętny; 0.14 – efekt duży (Alzughbi i wsp., 2020).

Zmienne takie jak NRS, ODI, AP Max Acc, ML Max Acc, VERT Max Acc nie były analizowane ze względu na stronę, co naturalnie redukowało model do dwuczynnikowej analizy wariancji. Analizowano efekty główne i interakcje między nimi. Jako testu post-hoc użyto testu Duncana. Wyniki na wykresach przedstawiono w postaci średnich oraz przedziałów ufności 95%. Przyjęto poziom istotności $p < 0.05$, po uwzględnieniu poprawki Bonferroniego z uwagi na wielokrotne porównania ($0.05/3$), $p < 0.016$.

V WYNIKI BADAŃ

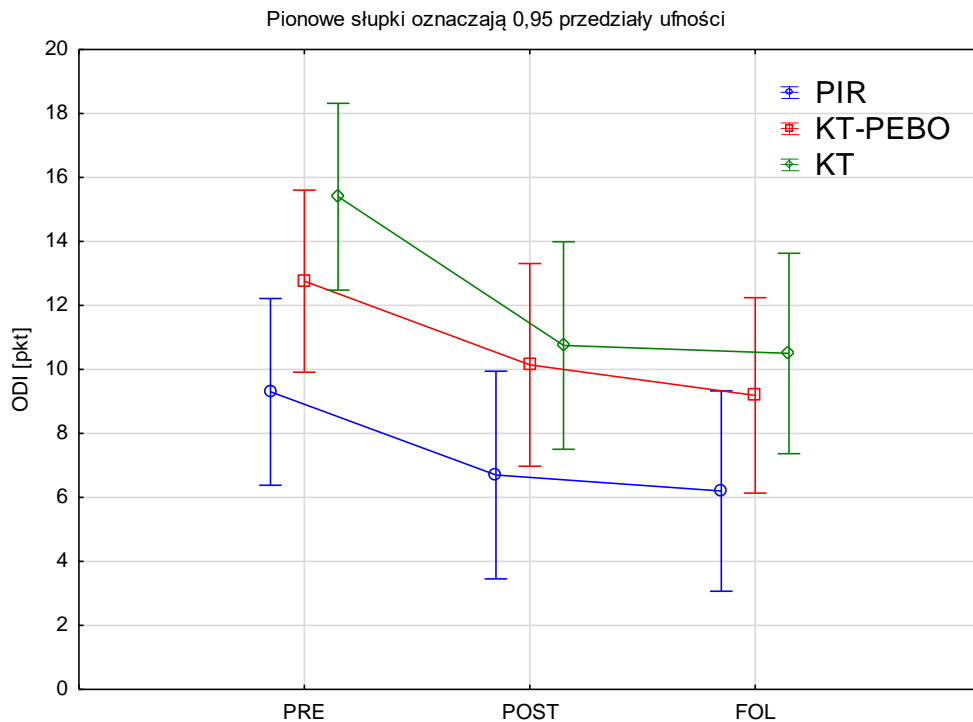
V 1. Natężenie bólu spoczynkowego (NRS)



Rycina 3. Średnie oraz przedziały ufności wartości NRS w badaniu przed (PRE), po (POST) i tydzień po terapii (FOL), dla trzech grup badawczych (PIR, KT, KT-PEBO).

Nie stwierdzono efektu głównego grup interwencji ($p > 0,05$). Zaobserwowano brak interakcji grupy interwencji i czasu trwania eksperymentu ($F(4, 116) = 1,9056$, $p = 0,1141$). Czas prowadzonej terapii wpłynął istotnie na zmniejszenie NRS ($F(4, 116) = 39,2010$ ($p = 0,0043$, $\text{Eta} = 0,40$). Porównanie par według testu Duncana wskazało na istotne zmniejszenie NRS między badaniem PRE i FOL w grupie PIR ($p = 0,0047$), w grupie KT oraz KT-PEBO między badaniem PRE i POST oraz między PRE i FOL (we wszystkich przypadkach $p < 0,001$) (Rycina 3).

V 2. Kwestionariusz niepełnosprawności Oswestry (ODI)

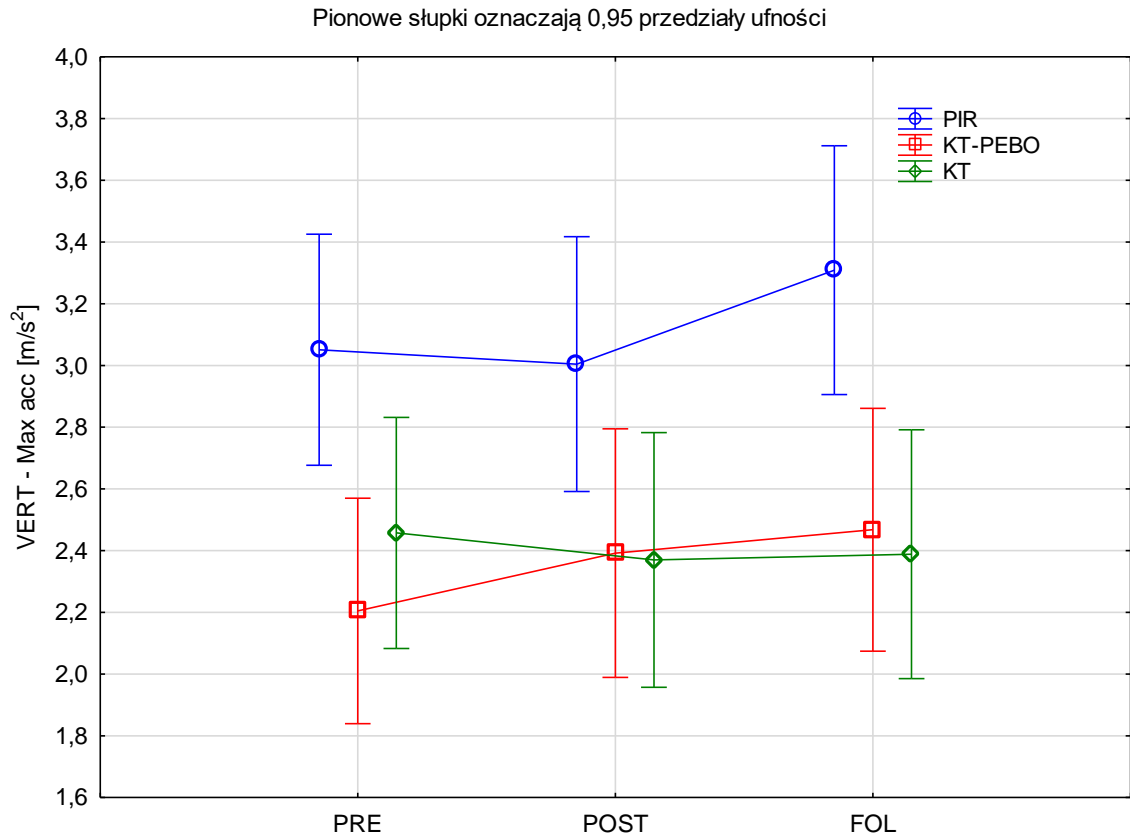


Rycina 4. Średnie oraz przedziały ufności wartości punktowej kwestionariusza Oswestry (ODI) w badaniu przed (PRE), po (POST) i tydzień po terapii (FOL), dla trzech grup badawczych (PIR, KT, KT-PEBO).

Nie stwierdzono efektu głównego grup interwencji ($p > 0,05$). Nie wykazano interakcji interwencji i czasu dla zmiennej ODI ($F(4, 116) = 0,89825$ ($p = 0,4675$)). Czas prowadzonej terapii wpłynął istotnie na zmniejszenie ODI ($F(2, 116) = 29,6562$, $p < 0,0001$, $\text{Eta} = 0,34$) we wszystkich grupach badawczych. Wykazano różnicę istotną statystycznie pomiędzy badaniem PRE a POST i FOL ($p < 0,05$), a nie wykazano istotnych różnic między badaniem POST i FOL dla wszystkich grup interwencyjnych (Rycina 4).

V 3. Kinematyka zmian pozycji ciała

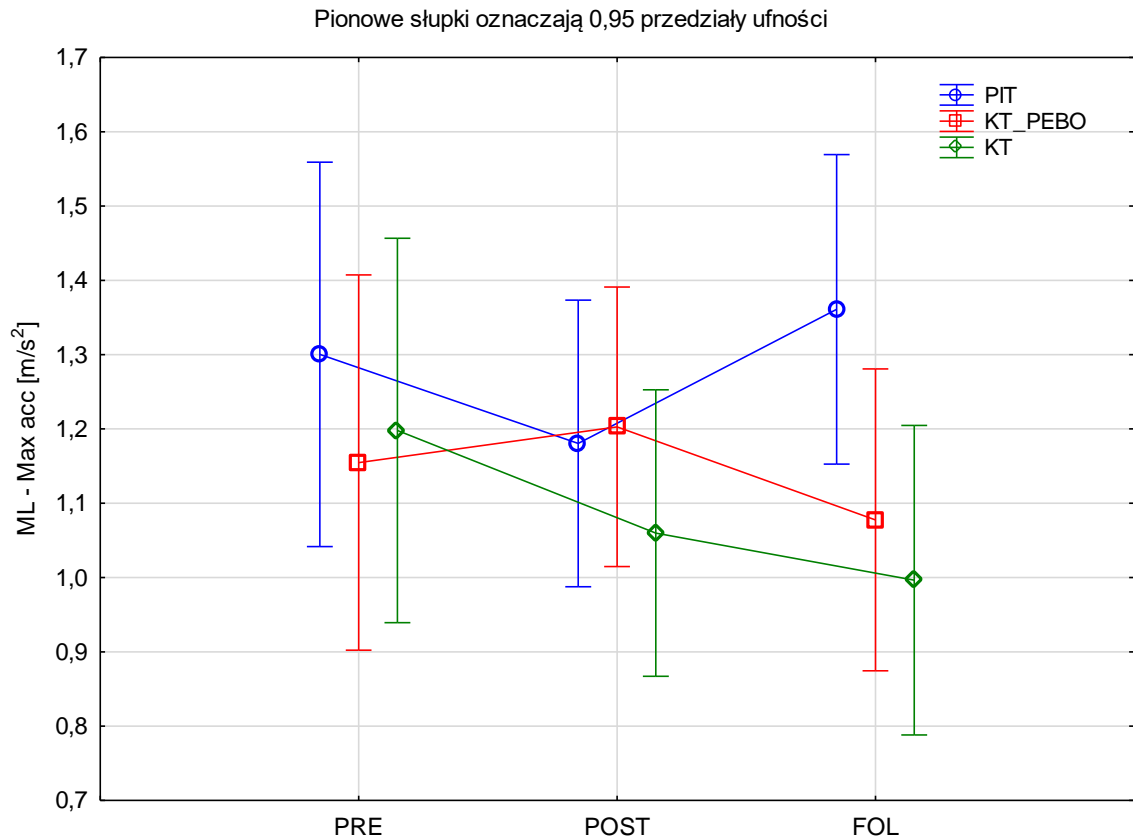
V 3.1 Maksymalne przyspieszenie w osi pionowej, podczas czynności wstawania



Rycina 5. Średnie oraz przedziały ufności maksymalnego przyspieszenie w osi pionowej (VERT Max acc) w badaniu przed (PRE), po (POST) i tydzień po terapii (FOL), dla trzech grup badawczych (PIR, KT, KT-PEBO).

Nie zaobserwowano interakcji czasu trwania eksperymentu i grup interwencji ($F(4, 116)=,70681$, $p=0,5887$). Zaobserwowano istotność efektu między grupami interwencji ($F(2, 58)= 7,0251$, $p=0,0018$, $Eta=0,20$). W teście post hoc wykazano istotne różnice dla maksymalnego przyspieszenia w osi pionowej, między grupą interwencyjną PIR a KT-PEBO oraz PIR i KT. Obserwowany wzrost jest istotny również w porównaniu międzygrupowym w badaniu FOL między PIR a KT-PEBO oraz PIR a KT ($p<0,01$). Nie stwierdzono różnic wewnątrzgrupowych, porównując PRE-POST i PRE-FOL ($p>0,05$) (Rycina 5).

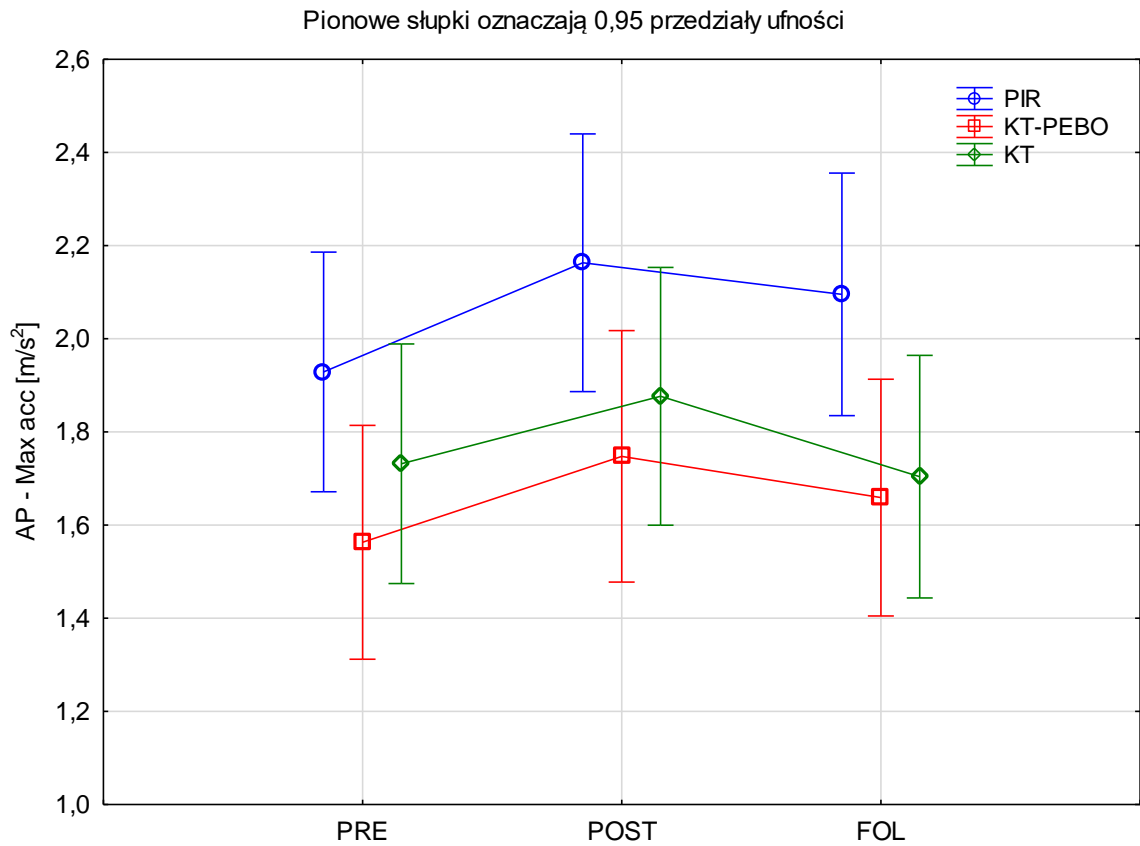
V 3.2 Maksymalne przyspieszenie w osi poprzecznej, podczas czynności wstawiania



Rycina 6. Średnie oraz przedziały ufności maksymalnego przyspieszenie w osi poprzecznej (ML Max acc), w badaniu przed (PRE), po (POST) i tydzień po terapii (FOL), dla trzech grup badawczych (PIR, KT, KT-PEBO).

Nie obserwujemy istotnego wpływu czynników głównych interwencji ($F(2, 58) = 1,1976$, $p = 0,3093$) i czasu ($F(2, 116) = 0,8944$, $p = 0,4117$) oraz interakcji na maksymalne przyspieszenie w osi poprzecznej, podczas czynności wstawiania ($F(4, 116) = 1,5726$, $p = 0,18624$ (Rycina 6)).

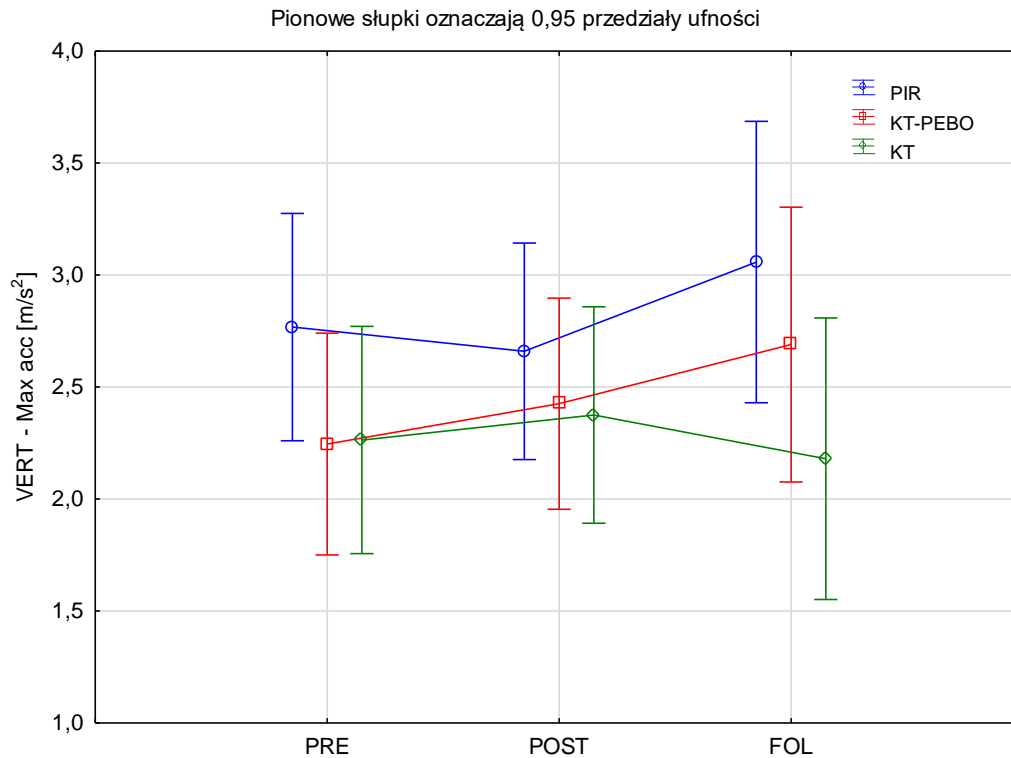
V 3.3 Maksymalne przyspieszenie w osi strzałkowej, podczas czynności wstawiania



Rycina 7. Średnie oraz przedziały ufności maksymalnego przyspieszenia w osi strzałkowej podczas czynności wstawiania (AP Max acc) w badaniu przed (PRE), po (POST) i tydzień po terapii (FOL), dla trzech grup badawczych (PIR, KT, KT-PEBO).

Nie stwierdzono interakcji między czynnikami grup interwencji i czasu ($F(4, 116)=,37315$, $p=0,82738$). Zaobserwowano istotny efekt grup interwencji ($F(2, 58)= 3,3953$ $p=0,0403$, $Eta=0,10$) oraz efektu czasu ($F(2, 116)= 4,1181$, $p=0,0187$, $Eta=0,07$). Wyniki testu post-hoc nie wskazują na istotne różnice wewnątrz i międzygrupowe (Rycina 7).

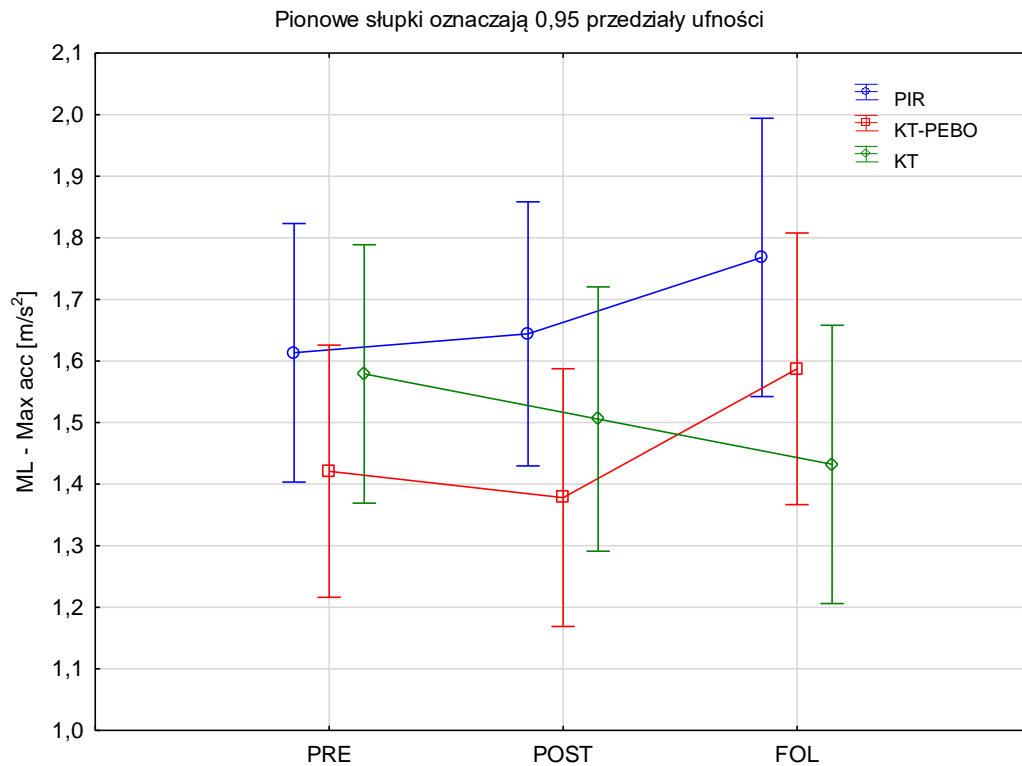
V 3.4 Maksymalne przyspieszenie w osi pionowej, podczas czynności siadania



Rycina 8. Średnie oraz przedziały ufności maksymalnego przyspieszenia w osi pionowej, podczas czynności siadania (VERT - Max acc) w badaniu przed (PRE), po (POST) i tydzień po terapii (FOL), dla trzech grup badawczych (PIR, KT, KT-PEBO).

Nie wykazano istotności efektu grup interwencji ($F(2, 58) = 1,5089$, $p = 0,02297$) oraz czasu ($F(2, 116) = 1,2497$, $p = 0,2904$). Nie zaobserwowano również istotnej interakcji pomiędzy czynnikami głównymi ($F(4, 116) = 1,0642$, $p = 0,37753$) (Rycina 8).

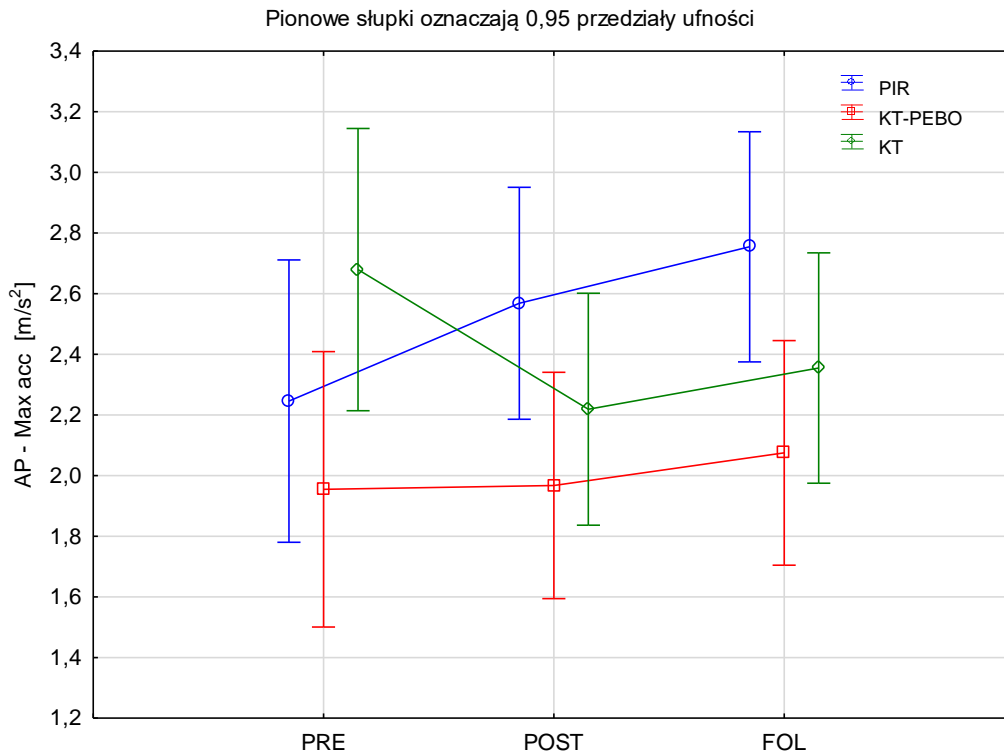
V 3.5 Maksymalne przyspieszenie w osi poprzecznej, podczas czynności siadania



Rycina 9. Średnie oraz przedziały ufności, maksymalnego przyspieszenia, podczas czynności siadania (ML - Max acc) w badaniu przed (PRE), po (POST) i tydzień po terapii (FOL), dla trzech grup badawczych (PIR, KT, KT-PEBO).

Nie zaobserwowano istotności interakcji zmiennych interwencji i czasu $F(4, 116)=1,4981, p=0,2073$. Nie stwierdzono również istotnych różnic w badaniu efektów głównych (Rycina 9).

V 3.6 Maksymalne przyspieszenie w osi strzałkowej, podczas czynności siadania



Rycina 10. Średnie oraz przedziały ufności maksymalnego przyspieszenia w osi strzałkowej, podczas czynności siadania (AP Max acc) w badaniu przed (PRE), po (POST) i tydzień po terapii (FOL) dla trzech grup badawczych (PIR, KT, KT-PEBO).

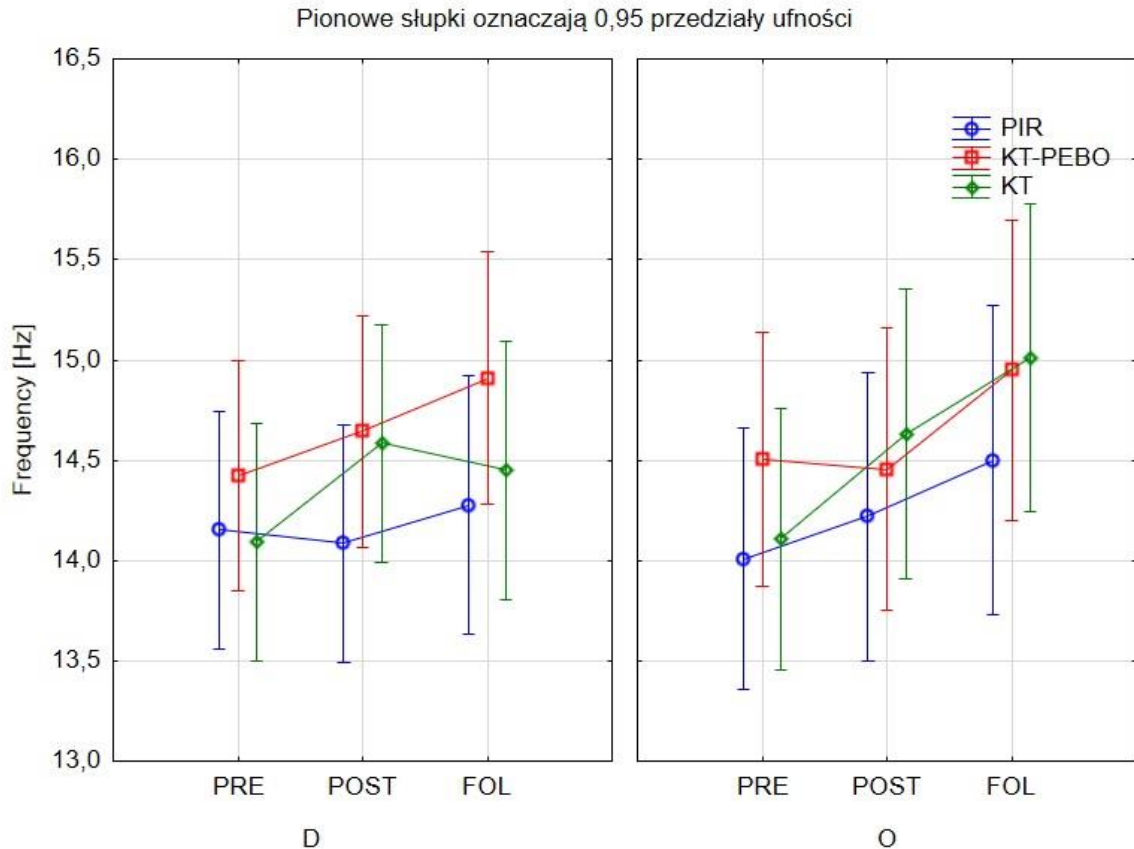
Nie stwierdzono efektu głównego grup interwencji ($p > 0,05$). Zaobserwowano interakcję efektów grup interwencji i czasu ($F(4, 116) = 2,6321$, $p = 0,03776$, $\text{Eta} = 0,08$). (Rycina 10).

V 3.7 Podsumowanie efektów interwencji na kinematykę ruchu podczas czynności wstawania i siadania.

Nie stwierdzono różnic wewnątrzgrupowych ze względu na interwencję, w obu czynnościach, zarówno wstawania i siadania. Jedynie między grupą interwencyjną PIR a KT-PEBO oraz grupą PIR i KT stwierdzono zwiększenie maksymalnego przyspieszenia w osi pionowej, tylko podczas czynności wstawania.

V 4. Właściwości mechaniczne tkanek miękkich

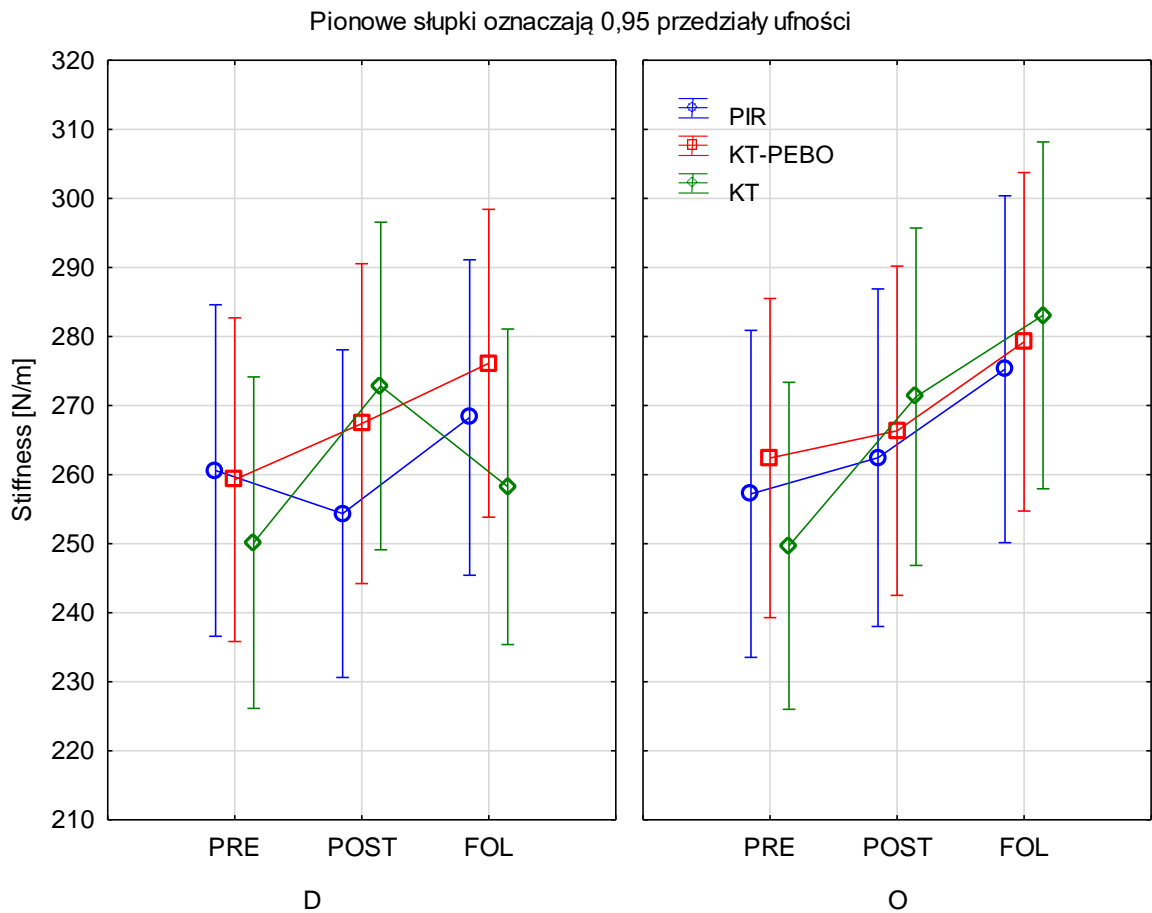
V 4.1 Częstotliwość - tonus mięśniowy



Rycina 11. Średnie oraz przedziały ufności częstotliwości w badaniu przed (PRE), po (POST) i tydzień po terapii (FOL), po stronie dominującej (D) i przeciwnej (O) dla trzech grup badawczych (PIR, KT, KT-PEBO).

Nie stwierdzono efektu głównego grup interwencji ($p > 0,05$). Nie zaobserwowano istotnej interakcji interwencji, czasu i strony dla badanej zmiennej częstotliwości oscylacyjnej ($F(4, 116) = 1,0379$, $p = 0,3908$) między wszystkimi grupami interwencyjnymi. Zaobserwowano jednak istotność efektu czasu dla badanej zmiennej i wszystkich grup badawczych ($F(2, 116) = 6,563$, $p = 0,0020$; $\text{Eta} = 0,05$). W testach post-hoc, jedynie w grupie KT, wzrasta częstotliwość istotnie między badaniem PRE-FOL, po stronie przeciwnej do dominującej ($p < 0,01$), (Rycina 11).

V 4.2 Sztywność poprzeczna

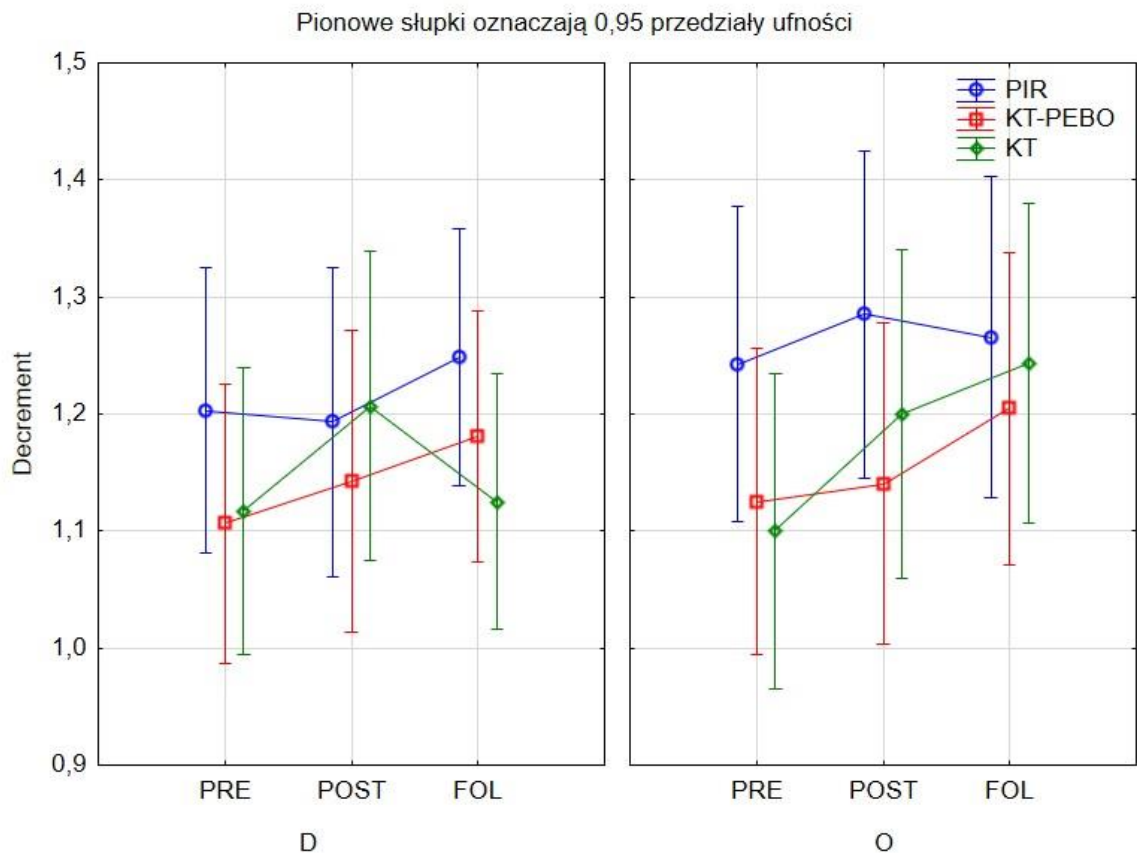


Rycina 12. Średnie oraz przedziały ufności sztywności (stiffness) w badaniu przed (PRE), po (POST) i tydzień po terapii (FOL), po stronie dominującej (D) i przeciwnej (O) dla trzech grup badawczych (PIR, KT, KT-PEBO).

Nie stwierdzono efektu głównego grup interwencji ($p > 0,05$). Analiza wariancji wskazała na efekt główny zwiększenia sztywności tkanek miękkich z upływem czasu (PRE, POST, FOL), ($F=6,87$; $p=0,001$; $\text{Eta}=0,10$), oraz interakcje czasu oraz strony ($F=4,27$; $p=0,01$; $\text{Eta}=0,06$) oraz interakcje czasu, strony i grupy ($F=2,60$; $p=0,03$; $\text{Eta}=0,08$).

W testowaniu post hoc stwierdzono, że występują jedynie różnice między badaniami PRE-FOL ($p < 0,001$) tylko w grupie KT, po stronie przeciwnej do dominującej. Stwierdzono, również asymetrię sztywności tkanek miękkich między stronami, w badaniu FOL, jedynie w grupie KT ($p < 0,001$) (Rycina 12).

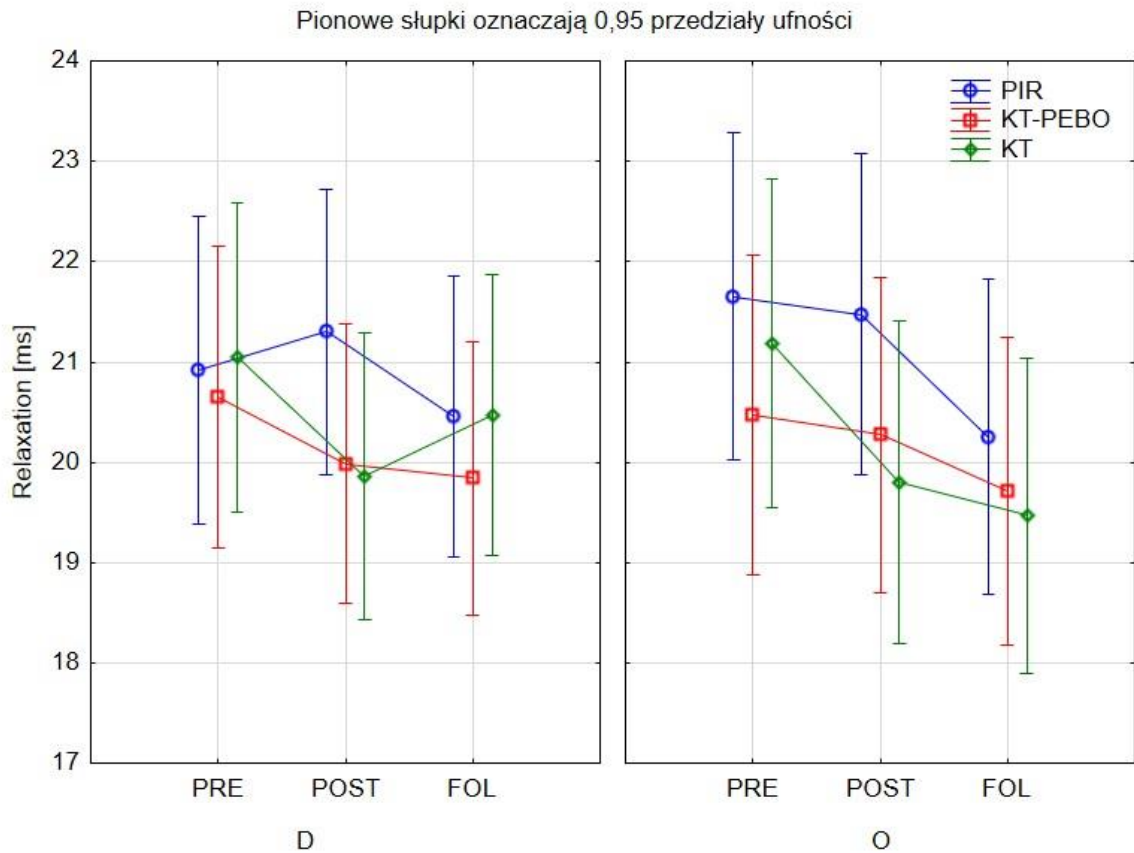
V 4.3 Elastyczność



Rycina 13. Średnie oraz przedziały ufności elastyczności (Decrement) w badaniu przed (PRE), po (POST) i tydzień po terapii (FOL), po stronie dominującej (D) i przeciwnej (O) dla trzech grup badawczych (PIR, KT, KT-PEBO).

Nie stwierdzono efektu głównego grup interwencji ($p > 0,05$). Nie zaobserwowano istotnej interakcji grup interwencji, czasu i strony ($F(4, 116) = 2,2329$, $p = 0,0697$) między grupami badawczymi (PIR, KT i KT-PEBO). Wskazano na istotny efekt czasu na elastyczność mięśnia prostownika grzbietu we wszystkich grupach interwencyjnych ($F(2, 116) = 5,53$, $p = 0,0051$, $\text{Eta} = 0,09$). Po stronie przeciwnej do dominującej, obserwujemy istotny wzrost wartości elastyczności między PRE-FOL, jedynie w grupie KT ($p < 0,01$) (Rycina 13).

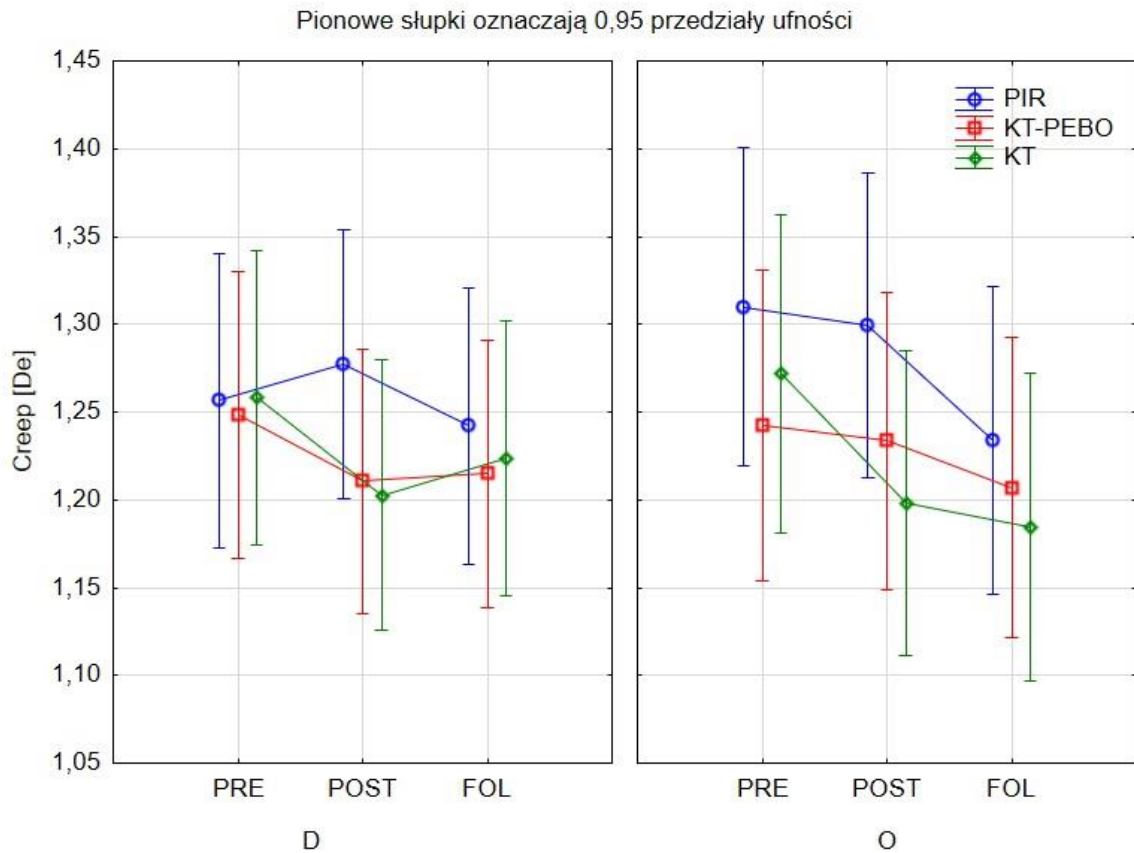
V 4.4 Relaksacja



Rycina 14. Średnie oraz przedziały ufności relaksacji (Relaxation) w badaniu przed (PRE), po (POST) i tydzień po terapii (FOL), po stronie dominującej (D) i przeciwnej (O) dla trzech grup badawczych (PIR, KT, KT-PEBO).

Nie stwierdzono efektu głównego grup interwencji ($p > 0,05$). Nie zaobserwowano istotnej interakcji interwencji, czasu i strony ($F = 1,3894$, $p = 0,24195$) między grupami badawczymi (PIR, KT i KT-PEBO). Wskazano na istotną interakcję czasu i strony ($F = 4,37$; $p = 0,01$; $\text{Eta} = 0,07$). Wykazano efekt główny czasu we wszystkich grupach interwencyjnych na relaksację mięśnia prostownika grzbietu ($F = 5,69$; $p = 0,004$; $\text{Eta} = 0,08$). W testach post hoc, stwierdzono różnicę między PRE-FOL, jedynie w grupie KT ($p < 0,01$), tylko po stronie przeciwnej do dominującej ($p < 0,05$) (Rycina 14).

V 4.5 Pełzanie



Rycina 15. Średnie oraz przedziały ufności pełzania (Creep) [De – Deborah numer] w badaniu przed (PRE), po (POST) i tydzień po terapii (FOL), po stronie dominującej (D) i przeciwnej (O) dla trzech grup badawczych (PIR, KT, KT-PEBO).

Nie stwierdzono efektu głównego grup interwencji ($p > 0,05$). Nie stwierdzono istotnej interakcji między czynnikami grup interwencji, czasu i strony dla zmiennej pełzania ($F(4, 116) = 0,91895$, $p = 0,4555$) dla wszystkich grup eksperymentalnych. Wskazano na istotną interakcję czasu i strony ($F(2, 116) = 3,436$, $p = 0,0355$, $\text{Eta} = 0,06$) między trzema badanymi grupami. Wykazano efekt główny czasu na pełzanie ($F(2, 116) = 5,156$, $p = 0,0072$, $\text{Eta} = 0,08$). W testach post-hoc stwierdza się istotne zmniejszenie wartości pełzania jedynie po stronie przeciwnej do dominującej, w grupie KT, między PRE-FOL, ($p = 0,011$), (Rycina 15).

V 4.6 Podsumowanie efektów interwencji na właściwości mechaniczne tkanek miękkich

Nie stwierdzono różnic międzygrupowych ze względu na interwencję. Wyniki właściwości mechanicznych tkanek miękkich wskazują na odmienne efekty trzech interwencji porównując badania PRE-POST oraz PRE-FOL, ze względu na stronę. Stwierdzono zwiększenie częstotliwości, sztywności i elastyczności tkanek miękkich jedynie w grupie KT, w badaniu FOL jako przedłużony efekt interwencji. Relaksacja oraz pełzanie mięśnia prostownika grzbietu zmniejsza się pod wpływem interwencji, jedynie w grupie KT, po stronie przeciwnej do dominującej, również jako przedłużony efekt interwencji plastrowania dynamicznego.

VI DYSKUSJA

Celem pracy jest ocena wpływu zastosowania metody plastrowania dynamicznego z napięciem taśmy lub bez napięcia oraz relaksacji mięśni na natężenie bólu w spoczynku, stopień niepełnosprawności oraz kinematykę odcinka lędźwiowego podczas czynności wstawania lub siadania, a także na właściwości mechaniczne tkanek miękkich, u pacjentów z niespecyficznym zespołem bólowym odcinka lędźwiowego kręgosłupa. Według dostępnej wiedzy są to pierwsze badania oceniające wpływ KT, PIR oraz KT-PEBO na kinematykę odcinka lędźwiowego kręgosłupa podczas czynności zmiany pozycji oraz na właściwości mechaniczne tkanek miękkich u osób z NSLBP.

Pewne cechy pacjenta takie jak wiek, płeć, BMI, choroby współistniejące, stopień zwyrodnienia mają wpływ na wyniki testów kinematycznych TUG, STS oraz na właściwości mechaniczne tkanek miękkich. Wiek i płeć już wcześniej zostały zidentyfikowane jako mające wpływ na wynik testu TUG (Gautschi et al 2016b). Według innych autorów wpływ któregośkolwiek z tych parametrów, powinien być analizowany oddzielnie (Corniola et al 2016; Gautschi et al 2016a). Dlatego też, aby można było porównać grupy, w badaniach własnych wprowadzono ograniczenia ze względu na wiek, a grupy badawcze były podobnie liczne dla obu płci, pozwoliło to na opracowanie wspólnych wyników bez rozdzielenia ze względu na ten parametr.

Najbardziej interesujące odkrycia w badaniach własnych to: uzyskany efekt obniżenia natężenia bólu i stopnia niepełnosprawności w trzech grupach oraz brak różnic między grupami interwencyjnymi, zarówno w badaniu kinematyki odcinka lędźwiowego jak i właściwości mechanicznych tkanek miękkich. Natomiast różnice wewnątrz grupowe wykazano jedynie we właściwościach mechanicznych tkanek miękkich i tylko w grupie KT, jako przedłużony efekt plastrowania dynamicznego, porównując badanie PRE i FOL. Zwiększa się częstotliwość, sztywność oraz elastyczność tkanek miękkich, natomiast zmniejsza się relaksacja oraz pełzanie pod wpływem interwencji.

W badaniach własnych zaobserwowano istotne zmniejszenie dolegliwości bólowych według skali NRS w czasie trwania eksperymentu we wszystkich grupach interwencyjnych. Zaobserwowano również istotną różnicę zmniejszenia dolegliwości bólowych między badaniem PRE i POST dla grupy KT i KT-PEBO oraz między badaniem PRE i FOL w grupie PIR.

Zmniejszenie dolegliwości bólowych u osób z NSLBP po zastosowaniu plastrowania dynamicznego wykazali również inni autorzy. Zaobserwowano istotne zmniejszenie dolegliwości bólowych u pacjentów z NSLBP według wizualnej analogowej skali (VAS) po zastosowaniu kinezytapingu (Alahmari i wsp., 2020). W przeglądzie i meta-analizie źródeł dotyczących porównania kinezytapingu z pozorowaną terapią plastrowania, podobnie jak w badaniach własnych nie wykazano istotnych różnic dotyczących zmniejszenia bólu spoczynkowego (Ramirez-Verez i wsp., 2019). Do odmiennych wniosków doszedł Abbasi i wsp., którzy zaobserwowali istotne różnice w zmniejszeniu dolegliwości bólowych między grupą kinezytapingu a plastrowaniem placebo, gdzie efekt był obserwowany po 3 dniach terapii (Abbasi i wsp., 2020). Różnice w literaturze mogą wynikać z doboru pacjentów. W badaniach własnych przebadano pacjentów z NSLBP, o przeciętnym natężeniu bólu ($NRS < 6$).

Analiza innych źródeł porównuje działania PIR z kinezytapingiem w bólu mięśniowo-powięziowym. Badania te podobnie jak badania własne wykazały zmniejszenie dolegliwości bólowych w obu grupach, a także nie wykazały istotnych różnic w efekcie leczenia pomiędzy badanymi grupami (Aleksiev, 2013). Choć terapia tkanek miękkich – post-izometryczna relaksacja mięśni może powodować nieprzyjemne doznania bólowe w wyniku rozciągania przykurczonych mięśni, a odkształcanie

zmienionych chorobowo tkanek może powodować dyskomfort i gorszy wynik w ocenie bólu (Adamczewski i wsp., 2011), nie zostało to potwierdzone w badaniach własnych.

Podobne wyniki do NRS uzyskano biorąc pod uwagę kwestionariusz niepełnosprawności Oswestry. W badaniach własnych zaobserwowano istotny spadek wartości ODI u badanych ze wszystkich grup interwencyjnych między badaniem PRE a POST i FOL. Świadczy to o istotnym wpływie prowadzonych interwencji, zaraz po zakończeniu terapii i utrzymującym się spadku ODI w badaniu FOL.

W badaniach własnych pomiar FOL był wykonywany tydzień po zakończeniu terapii, nie zaobserwowano istotnego efektu obniżenia ODI bez prowadzenia terapii, czyli między badaniem POST i FOL. Samodzielny instruktaż wykonywania czynności dnia codziennego, który był stosowany przez cały okres badań, nie wpłynął istotnie na obniżenie ODI między badaniem POST i FOL, co wskazuje na konieczność łączenia instruktażu z inną formą terapii.

Inni autorzy badający podobną tematykę wpływu plastrowania dynamicznego na skalę bólu i poziom niepełnosprawności, również nie wykazali różnic między grupą u której zastosowano taping z napięciem a grupą plastrowania bez napięcia zarówno po 3 jak i 10 dniach od aplikacji (Macedo i wsp., 2019). Można jednak odnieść się do prac w których wykazano istotne różnice pomiędzy plastrowaniem dynamicznym a plastrowaniem placebo pod względem bólu i poziomu funkcjonalności według Oswestry na korzyść prawdziwej terapii plastrowania dynamicznego (Köroğlu i wsp. 2017).

W dostępnej literaturze jest sporo doniesień dotyczących porównania kinezytapingu z plastrowaniem typu placebo, czy też z innymi formami rehabilitacji, takimi jak ćwiczenia, fizykoterapia czy terapia manualna. Brakuje jednak badań porównujących kinezytaping z post-izometryczną relaksacją mięśni dla poziomu niepełnosprawności funkcjonalnej. W badaniach własnych zaobserwowano istotny spadek ODI we wszystkich grupach (KT, KT-PEBO, PIR) i brak różnic między grupami. Badania własne potwierdzają wniosek Luz Júniora, który w swojej meta-analizie stwierdził brak dowodów na poparcie stosowania kinezytapingu w leczeniu NSLBP, gdyż według sprawdzonych danych naukowych kinezytaping nie był lepszy niż jakakolwiek inna interwencja (Luz Júnior MAD i wsp., 2019). Inni autorzy w swojej meta-analizie potwierdzili poprawność stosowania plastrowania dynamicznego, jako uzupełnienie do

innych sposobów leczenia przy problemach mięśniowo-powięziowych (Tran i wsp., 2021).

Zastanawiające jest to, że również w grupie stosowania plastrowania bez napięcia (KT-PEBO) uzyskano obniżenie natężenia bólu oraz stopnia niepełnosprawności. Może to sugerować, iż w badaniach własnych najważniejszym aspektem terapii było wprowadzenie instruktazu wykonywania czynności dnia codziennego, który był jednakowy dla wszystkich trzech grup interwencyjnych.

Przegląd dostępnej literatury wykazał, iż w badaniach własnych po raz pierwszy skupiono się nad maksymalnym przyspieszeniem ruchu (Max acc), podczas czynności wstawania (STS) i siadania (StdTS) w teście TUG u osób z NSLBP. Wcześniejsze prace analizują maksymalne przyspieszenie ruchu, podczas czynności STS u zdrowych osób (Berger-Pasternak i wsp., 2021), czy też transfer energii podczas testu STS i StdTS u osób z LBP (Shum i wsp., 2009). Badano również dwu i trójwymiarowe analizy ruchów kręgosłupa w teście STS i StdTS (w tym: prędkość, koordynację i zakres ruchu) porównując osoby zdrowe z grupą LBP (Pourahmadi i wsp., 2019). Nie ma doniesień na temat wpływu interwencji PIR, KT i KT-PEBO na kinematykę odcinka lędźwiowego kręgosłupa, podczas wykonywania czynności wstawania i siadania w teście TUG, u osób bólowych.

W badaniach własnych zaobserwowano istotny wzrost maksymalnego przyspieszenia w osi pionowej podczas wstawania między grupą PIR a pozostałymi w badaniu FOL. Jednak grupa PIR już w badaniu PRE, wykazywała największe maksymalne przyspieszenie w osi pionowej podczas czynności STS, co mogło wpłynąć na różnicę międzygrupową w kolejnych badaniach. Istotna różnica mogła być również spowodowana efektem uczenia się, ponieważ uczestnicy już lepiej poznali testy oceniające.

Pozostałe grupy utrzymują w każdym badaniu przyspieszenie maksymalne w osi pionowej na podobnym poziomie podczas czynności wstawania. Taki wynik może też świadczyć, iż stosowanie tylko terapii aktywnej fizycznie istotnie wpływa na poprawę kinematyki kręgosłupa. Taki wniosek znajduje swoje potwierdzenie w pozostałej literaturze, gdzie badanie wpływu stosowania plastrowania dynamicznego na kinematykę kompleksu biodrowo-lędźwiowego nie wykazało istotnych różnic. Stosowanie

plastrowania dynamicznego nie jest więc odpowiednią metodą dla poprawy kinematyki odcinka lędźwiowego kręgosłupa (Kim i wsp., 2015).

Nie zaobserwowano istotnych różnic dla maksymalnego przyspieszenia w osi poprzecznej, zarówno podczas czynności wstawania, jak i siadania. Może to wynikać z charakterystyki czynności STS i StdTS, gdzie ruch w osi poprzecznej jest niewielki. Również maksymalne przyspieszenie w osi strzałkowej nie różniło się istotnie wewnątrzgrupowo oraz międzygrupowo. Porównując badania własne osób z NSLBP z wynikami osób zdrowych (Berger-Pasternak i wsp., 2021), można zauważyć mniejsze wartości maksymalnego przyspieszenia u osób z dolegliwościami bólowymi we wszystkich osiach. Można zatem wnioskować, iż osoby z NSLBP mają ograniczoną kinematykę odcinka lędźwiowego podczas zmiany pozycji ciała, w porównaniu do osób zdrowych, co jest wskazaniem do kinezyterapii.

W powyższych badaniach nie uzyskano różnic międzygrupowych, co można interpretować jako mały efekt wybranych interwencji dla kinematyki odcinka lędźwiowego kręgosłupa. Podobna obserwacja dotyczy wyników badań właściwości mechanicznych tkanek miękkich, jednak różnice ujawniają się w porównaniu wewnątrzgrupowym.

Wyniki właściwości mechanicznych tkanek miękkich wskazały, że jedynie w grupie plastrowania dynamicznego z napięciem taśmy, zwiększa się częstotliwość, sztywność i elastyczność tkanek miękkich, natomiast zmniejsza się relaksacja oraz pełzanie pod wpływem interwencji, jako efekt przedłużony plastrowania dynamicznego, porównując badanie PRE i FOL, ale jedynie po stronie przeciwnej do dominującej. Asymetria po obu stronach kręgosłupa może wynikać z cech patologii, która ma miejsce w okolicy odcinka lędźwiowego kręgosłupa u osób z NSLBP. W przypadku właściwości mechanicznych, oprócz samych elementów kurczliwych wyróżnia się elementy sprężyste w postaci tkanki łącznej warunkujące elastyczność oraz napięcie mięśniowe. Warto zaznaczyć, że same mięśnie mogą różnić się od siebie zawartością kolagenu. Uważa się, że włókna wolno-kurczliwe (ST) zawierają większą liczbę włókien kolagenowych, od FT szybko-kurczliwych (FT), dlatego te pierwsze wykazują większą sztywność. Poza składem włókien mięśniowych, również ich liczba ma istotny wpływ na elastyczność, ponieważ powięź otacza każde włókno (Jaskólska i Jaskólski, 2020; Stecco, 2019).

Większa sztywność i elastyczność określonego mięśnia predestynują go do szybkiego, nagłego rozwijania siły (posiadanie dużego gradientu narastania siły) i ekonomicznej pracy (Jaskólska i Jaskólski, 2020). Potwierdza to, założenia zastosowanej metody plastrowania dynamicznego, od przyczepu końcowego do początkowego w badaniach własnych, która jest ukierunkowana na wspomaganie aktywności mięśni (Kase i wsp., 2013). Fukui i wsp. (2017) wykazali, iż tylko plastrowanie dynamiczne od przyczepu końcowego do początkowego istotnie zwiększa siłę mięśniową. Jednak według innych autorów zwiększenie siły mięśniowej za pomocą plastrowania dynamicznego jest dyskusyjne (Dolphin i wsp., 2021; Fernandes de Jesus i wsp., 2016; Csapo i Alegre, 2015).

Jest to pierwsza praca, która badała wpływ plastrowania dynamicznego od przyczepu końcowego do początkowego na właściwości mechaniczne tkanek miękkich okolicy kręgosłupa lędźwiowego. Podobne plastrowanie zostało zastosowane jeszcze tylko w jednych badaniach, jednak tutaj autorzy nie badali wpływu plastrowania na właściwości mechaniczne tkanek miękkich (Elshinawy i wsp., 2019).

Należy tutaj zwrócić uwagę, na różnice interwencji KT do KT-PEBO. Badania własne jak i innych autorów opisane wcześniej w dyskusji, świadczą o podobnych efektach interwencji KT i KT-PEBO dla zmiennej NRS i ODI. Te zmienne są jednak subiektywną oceną samych badanych. Ocena obiektywna właściwości mechanicznych tkanek miękkich wskazuje, że interwencja KT-PEBO jednak nie wpływa istotnie na zmiany mechaniczne tkanek miękkich w przeciwieństwie do interwencji KT. W badaniach własnych można też zauważyć, iż wartości napięcia, sztywności, elastyczności, relaksacji i napięcia pod wpływem interwencji KT zbliżają się ku średnim wartościom normatywnym dla danego wieku (Wu i wsp., 2021), lecz jedynie po stronie przeciwnej do dominującej. Sztywność mięśnia prostownika grzbietu na wysokości L3-L4 zdrowych osób, w wieku 38.0 ± 12.0 kształtuje się średnio na poziomie, 290.12 ± 72.15 i 301.89 ± 85.04 N/m, po stronie lewej i prawej (Lohr i wsp. 2018), co wskazuje na symetrię sztywności jako normę.

W badaniach własnych wykazano istotnie zwiększoną sztywność mięśniowo-powięziową okolicy lędźwiowej po stronie przeciwnej do dominującej po zastosowaniu plastrowania dynamicznego w badaniu FOL. Według innych autorów, zwiększony poziom

bólu po jednej ze stron może być skorelowany z większą sztywnością mięśniowo-powięziową okolicy lędźwiowej kręgosłupa po stronie bolesnej bez względu na stronę dominującą i przeciwną (Ilahi i wsp., 2020). U pacjentów z jednostronnym CLBP, gdzie objawy są asymetryczne, napięcie mięśniowe oraz sztywność mięśni przykręgosłupowych po stronie bolesnej są znacznie wyższe niż po stronie niebolesnej, jednak elastyczność była niższa (Wu i wsp., 2022). Z kolei inni badacze, którzy nie rozróżniali strony bolesnej i niebolesnej stwierdzili brak istotnych różnic w sztywności mięśni po obu stronach kręgosłupa u młodych dorosłych z CLBP w pozycji leżącej (lewa strona = 280,9 N/m i prawa strona = 289,7 N/ m, na poziomie L₄) (Hu i wsp., 2018). Jest to zgodne z wynikiem badań własnych, różnicę w sztywności mięśni po obu stronach kręgosłupa zaobserwowano dopiero w badaniu FOL, po zastosowaniu interwencji KT.

Analiza źródeł może sugerować, aby w kolejnych badaniach nad właściwościami mechanicznymi tkanek miękkich okolicy kręgosłupa, zwrócić uwagę zarówno na stronę dominującą i przeciwną oraz na asymetryczność bólu. Strona niebolesna w takim wypadku powinna stanowić punkt odniesienia dla strony bolesnej. Istotną wydaje się tu być również pozycja pacjenta podczas badania właściwości biomechanicznych tkanek miękkich urządzeniem MYOTON PRO. Jedna z prac wskazuje, że istotna różnica w sztywności mięśni dla strony bolesnej i niebolesnej jest widoczna w badaniu w pozycji siedzącej. Nie wykazano różnic sztywności między stronami przy wykonaniu badania w pozycji leżącej, co potwierdzają wyniki badań własnych (Yapeng i wsp., 2022).

Celem terapii pacjentów z dolegliwościami bólowymi kręgosłupa, oprócz zmniejszenia natężenia bólu i stopnia niepełnosprawności jest doprowadzenie do zrównoważenia elastyczności i napięcia przeciwstawnych grup mięśniowych, a przez to poprawa kinematyki okolicy lędźwiowo-krzyżowej kręgosłupa. Można wnioskować, że wywołany efekt plastrowania dynamicznego jest niewystarczający do zakończenia terapii, przyjmując za normę brak asymetrii w napięciu, sztywności i elastyczności mięśni. Zastosowana strategia terapii biernej (plastrowanie dynamiczne z napięciem lub bez), lub terapii własnej pacjenta poprzez relaksację mięśni oraz zalecenie instruktażu czynności dnia codziennego okazały się niewystarczające. Plastrowanie dynamiczne raczej należy traktować jako metodę uzupełniającą kinezyterapię czy terapię manualną.

Brak istotnych zmian dla interwencji PIR wskazuje na mały efekt zastosowanej interwencji. W analizie innych źródeł, występuje istotne zmniejszenie sztywności mięśni pod wpływem zastosowanej techniki energizacji mięśni w grupie sportowców (Kisilewicz i wsp., 2018) oraz brak istotnego wpływu różnych technik rozciągania na napięcie mięśniowe badane urządzeniem MYOTON PRO (Yu i Shin, 2019), co potwierdzają wyniki badań własnych.

Wyniki badań własnych należy przyjąć w świetle ograniczeń wynikających z metodyki badań: umieszczanie czujników na ciele pacjenta również mogło być niewygodne co mogło wpłynąć na sposób wykonania testu TUG (Muro-de-la Herran i wsp., 2014), a wyszukanie palpacyjne punktów na ciele pacjenta i ich zaznaczenie mogło wprowadzić błąd w badaniach (Bourne i wsp., 2010). Dołożono wszelkich starań, aby zarówno zaznaczane punkty jak i mocowanie G-Sensora na ciele pacjenta było zawsze na tej samej wysokości kręgu L2. Jednak punkty na ciele pacjenta, wyszukiwane według kostnych punktów orientacyjnych, jest bardziej sztuką niż nauką, zwłaszcza w przypadku kręgosłupa (Robinson i wsp., 2009). Objęcie badaniami jedynie osoby z umiarkowanym bólem (NRS<6), nie pozwala na wnioskowanie o całej populacji NSLBP. W badaniach własnych dobór interwencji był spowodowany okresem pandemii Covid-19 w Polsce. Interwencje były tak dobrane, aby możliwie ograniczyć kontakt terapeuty z uczestnikami badań. Stąd też ważne było określenie, które z metod fizjoterapii zmniejszają dolegliwości bólowe i stopień niepełnosprawności, przy ograniczeniu technik manualnych w bezpośrednim kontakcie.

VII WNIOSKI

1. Aplikacja plastrów dynamicznych z naprężeniem lub placebo, lub post-izometryczna relaksacja mięśni wpływa na zmniejszenie natężenia bólu oraz stopnia niepełnosprawności osób z niespecyficznym zespołem bólowym kręgosłupa lędźwiowego.
2. Zastosowana interwencja bierna (plastrowanie dynamiczne z napięciem lub bez), lub terapia własna pacjenta poprzez relaksację mięśni nie zmieniły kinematyki zmian pozycji

ciała. Plastrowanie dynamiczne raczej należy traktować jako metodę uzupełniającą kinezyterapię czy terapię manualną.

3. Aplikacja plastrowania dynamicznego jedynie z naprężeniem taśmy, wpłynęła na właściwości mechaniczne mięśnia prostownika kręgosłupa po stronie przeciwnej do dominującej, zwiększając napięcie i sztywność mięśnia, a zmniejszając relaksację.

4. Efekt stosowania plastrowania dynamicznego jedynie z naprężeniem taśmy był zróżnicowany w zależności od czasu badania, największy efekt uzyskano w badaniu tydzień po zakończeniu interwencji.

VIII PIŚMIENICTWO

1. Abbasi S, Rasanani MR, Ghotbi N, Olyaei GR, Bozorgmehr A, Rasouli O: Short-term effect of kinesiology taping on pain, functional disability and lumbar proprioception in individuals with nonspecific chronic low back pain: a double-blinded, randomized trial. *Chiropr Man Therap* 2020, 28: 63.
2. Adamczewski T, Grabowska A, Gworys K. Analiza skuteczności terapeutycznej wybranych metod fizjoterapii we wtórnej prewencji zaburzeń czynnościowych narządu ruchu z wykorzystaniem skal funkcjonalnych. *Kwartalnik Ortopedyczny* 2011, 1: 17-23.
3. Airaksinen O, Brox JI, Cedraschi C, Hildebrandt J, Klaber-Moffett J, Kovacs F, Mannion AF, Reis S, Staal JB, Ursin H, Zanoli G. Chapter 4. European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain. *Eur Spine J* 2006, 15(supp 2): S192–S300. doi: 10.1007/s00586-006-1072-1.
4. Alahmari KA, Rengaramanujam K, Reddy RS, Samuel PS, Tedla JS, Kakaraparthi VN, Ahmad I. The immediate and short-term effects of dynamic taping on pain, endurance, disability, mobility and kinesiophobia in individuals with chronic non-specific low back pain: A randomized controlled trial. *PLoS One* 2020, Sep 29; 15(9): doi: 10.1371.
5. Aleksiev AR. A novel physical therapy method of treating myofascial pain due to muscle spasm and shortening. *Folia Med* 2013, 55(2): 43-50. doi: 10.2478/folmed-2013-0016.
6. Alvarez-Alvarez S, Garcia-Muro, San Jose F, Rodrigez-Fernandez A, Gueita-Rodriguez J, Waller B. Effects of kinesiotape in low back muscle fatigue: randomized, controlled, double-blinded clinical trial on healthy subjects. *J Back Musculoskelet Rehabil* 2014, 27(2): 203–212.
7. Al-Shareef AT, Omar MT, Ibrahim AH. Effect of Kinesio Taping on Pain and Functional Disability in Chronic Nonspecific Low Back Pain: A Randomized Clinical Trial. *Spine* 2016, 41(14): E821–E828.

8. Alzughbi T, Badedi M, Darraj H, Hummadi A, Jaddoh S, Solan Y, Sabai A. Diabetes-Related Distress and Depression in Saudis with Type 2 Diabetes. *Psychol Res Behav Manag* 2020, May 15;13: 453-458. doi: 10.2147/PRBM.S255631
9. Anandkurman S, Sudarshan S, Nagpal P. Efficacy of kinesio taping on isokinetic quadriceps torque in knee osteoarthritis: a double blinded randomized controlled study. *Physiother Pract* 2014, 30 (6): 375-383.
10. Andersson GB. Epidemiological features of chronic low-back pain. *Lancet* 1999, 354: 581–585.
11. Åsell M, Sjölander P, Kerschbaumer H, Djupsjöbacka M. Are lumbar repositioning errors larger among patients with chronic low back pain compared with asymptomatic subjects? *Arch Phys Med Rehabil* 2006, 87(9): 1170–1176.
12. Assendelft W.J., Morton S.C., Yu E.I., Suttorp M.J., Shekelle P.G.: Spinal manipulative therapy for low back pain, *Cochrane Database of Systematic Reviews Issue 1* 2004, Jan 31(1). DOI: 10.1002/14651858.CD000447.
13. Balagué F, Mannion AF, Pellisé F, Cedraschi C. Non-specific low back pain. *The Lancet* 2012, 379(9814): 482–491. doi: 10.1016/S0140-6736(11)60610-7.
14. Berger-Pasternak B, Brylka D, Sipko T. Lumbar Spine Kinematics in Asymptomatic People When Changing Body Position From Sitting to Standing. *J Manipulative Physiol Ther* 2021, Feb;44(2): 113-119. doi: 10.1016/j.jmpt.2020.07.014.
15. Bourne D, Choo A, Regan W, MacIntyre D, Oxland T. The Placement of Skin Surface Markers for Non-Invasive Measurement of Scapular Kinematics Affects Accuracy and Reliability. *Ann. Biomed. Eng* 2010, 39: 777–785. doi: 10.1007/s10439-010-0185-1.
16. Brumagne S, Cordo P, Lysens R, Verschueren S, Swinnen S. The role of paraspinal muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)* 2000, 25(8): 989–994.
17. Castro-Sanchez A, Lara-Palomo I, Mataran-Penerrocah G, Fernandez-Sanches M, Sanchez-Labraca N, Arroyo-Morales M. Kinesio Taping reduces disability and pain slightly in chronic non-specific low back pain: a randomized trial. *J Physiother* 2012, 58(2): 89–95.

18. Choi IR, Lee JH. The effect of the application direction of the kinesiology tape on the strength of fatigued quadriceps muscles in athletes. *Res Sports Med* 2019, 27: 1–10.
19. Chojowski K, Strzelczyk K, Kuszewski M. Assessment of selected muscles reactivity in the lower spinal segment. *Medical Science Pulse - March 2022, Vol. 16, Issue 1*, 51-56. doi: 10.5604/01.3001.0015.8246.
20. Claeys K, Dankaerts W, Janssens L, Brumagne S. Altered preparatory pelvic control during the sit-to-stance-to-sit movement in people with non-specific low back pain. *J Electromyogr Kinesiol* 2012, Issue 6, Dec 22: 821-828.
21. Corniola MV, Stienen MN, Joswig H, Smoll NR, Schaller K, Hildebrandt G. Correlation of pain, functional impairment, and health-related quality of life with radiological grading scales of lumbar degenerative disc disease. *Acta Neurochir (Wien)* 2016, 158: 499–505.
22. Costa LCM, Maher CG, McAuley JH, Hancock MJ, Herbert RD, Refshauge KM. Prognosis for patients with chronic low back pain: inception cohort study, *British Medical Journal* 2009, 339: b3829.
23. Creze M, Bedretidnova D, Soubeyrand M, Rocher L, Gennisson JL, Gagey O, Maître X, Bellin MF. Posture-related stiffness mapping of paraspinal muscles. *J Anat.* 2019 Jun;234(6):787-799. doi: 10.1111/joa.12978. Epub 2019 Mar 22.
24. Csapo R, Alegre LM. Effects of Kinesio(®) taping on skeletal muscle strength-A meta-analysis of current evidence. *J Sci Med Sport* 2015, Jul;18(4): 450-6. doi: 10.1016/j.jsams.2014.06.014.
25. Day JM, Nitz AJ. The effect of muscle energy techniques on disability and pain scores in individuals with low back pain. *J Sport Rehabil* 2012, 21(2): 194–198.
26. De Ridder R, Lebleu J, Willems T, De Blaiser C, Detrembleu C, Roosen P. Concurrent validity of a commercial wireless trunk tri-axial accelerometer system for gait analysis. *J Sport Rehabil* 2019, 28(6): 1–13. doi: 10.1123/jsr.2018-0295.
27. Descarreaux M, Blouin JS, Teasdale N. Repositioning accuracy and movement parameters in low back pain subjects and healthy control subjects. *Eur Spine J* 2005, 14(2): 185–191.

28. Deyo RA, Dworkin SF, Amtmann D, Andersson G, Borenstein D, Carragee E. Report of the NIH Task Force on Research Standards for Chronic Low Back Pain. *Inter J Ther Massage Bodywork* 2015, vol. 8: 16–33.
29. Djavid G.E, Mehrdad R., Ghasemi M., Hasan-Zadeh H., Sotoodeh- Manesh A., Pouryaghoub G.: In chronic low back pain, low level laser therapy combined with exercise is more beneficial than exercise alone in the long term: a randomised trial *Austr J Physiother* 2007, 53: 15-160.
30. Dolphin M, Brooks G, Calancie B, Rufa A. Does the Direction of Kinesiology Tape Application Influence Muscle Activation in Asymptomatic Individuals? *Int J Sports Phys Ther* 2021, 16(1): 135–144. doi: 10.26603/001c.18799
31. Elfering A, Mannion AF. Epidemiology and risk factors of spinal disorders. *Spinal Disorders* 2008, 153–174.
32. Elshinawy AM, Hassan SM, Abd Elatief EEM. Effect of H Technique versus X Technique kinesio taping on Mechanical Low Back Dysfunction. *Internat J Ther Reh* 2019, vol26(2): doi.org/1012968/ijtr.2017.0038.
33. Emary P. Use of post-isometric relaxation in the chiropractic management of a 55-year-old man with cervical radiculopathy. *J Can Chir Ass* 2012, 56(1): 9–17.
34. Etnyre B, Thomas D. Event standardization of Sit-to-Stand movements. *Phys. Ther* 2007, 87(12): 1651-1666, DOI:10.2522/ptj.20060378.
35. Eriksson Crommert M, Lacourpaille L, Heales LJ, Tucker K, Hug F. Massage induces an immediate, albeit short-term, reduction in muscle stiffness. *Scand J Med Sci Sports* 2015, 25(5): 490-496.
36. de Freitas FS, Brown LE, Gomes WA, Behm DG, Marchetti PH. No effect of kinesiology tape on passive tension, strength or quadriceps muscle activation of during maximal voluntary isometric contractions in resistance trained men. *Int J Sports Phys Ther* 2018, Aug13(4): 661–667.
37. Fairbank JC, Pynsent PB. The Oswestry Disability Index. *Spine (Phila Pa 1976)* 2000, Nov15;25(22): 2940-52.
38. Fernandes de Jesus J, de Almeida Novello A, Bezerra Nakaoka G, Curcio dos Reis A, Fukuda TY, Fernandes Bryk F. Kinesio taping effect on quadriceps strength and

- lower limb function of healthy individuals: A blinded, controlled, randomized, clinical trial. *Phys Ther Sport*. 2016; 18:27-31. doi:10.1016/j.ptsp.2015.11.004
39. Frank JW, Kerr MS, Brooker A. Disability resulting from occupational low back pain—part I: what do we know about primary prevention? A review of the scientific evidence on prevention before disability begins. *Spine* 1996, 21(24): 2908–2917.
 40. Fukui T, Otake Y, Kondo T. The effects of new taping methods designed to increase muscle strength. *J Phys Ther Sci* 2017, Jan; 29(1): 70–74. doi: 10.1589/jpts.29.70
 41. García AN, Gondo FLB, Costa RA, Cyrillo FN, Silva TM, Costa LCM. Effectiveness of the back school and Mckenzie techniques in patients with chronic non-specific low back pain: a protocol of a randomised controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord* 2011, 12: 179.
 42. Gautschi OP, Corniola MV, Smoll NR, Joswig H, Schaller K, Hildebrandt G. Sex differences in subjective and objective measures of pain, functional impairment, and health-related quality of life in patients with lumbar degenerative disc disease. *Pain* 2016a, 157: 1065–1071.
 43. Gautschi OP, Smoll NR, Corniola MV, Joswig H, Schaller K, Hildebrandt G. Sex differences in lumbar degenerative disc disease. *Clin Neurol Neurosurg* 2016b, 145: 52–57.
 44. Gordon R, Bloxham S. A systematic review of the effects of exercise and physical activity on non-specific chronic low back pain. *Healthcare (Basel)* 2016, 4(2): E22.
 45. Grzeskowiak M, Krawiecki Z, Labeledz W, Kaczmarczyk J, Lewandowski J, Lochynski D. Short-Term Effects of Kinesio Taping® on Electromyographic Characteristics of Paraspinal Muscles, Pain, and Disability in Patients With Lumbar Disk Herniation. *J Sport Rehabil* 2019, 28(5): 402–412.
 46. Halseth T, McChesney JW, DeBeliso M, Vaughn R, Lien J. The effects of Kinesio (TM) taping on proprioception at the ankle. *J Sports Sci Med* 2004, 3(1): 1–7.
 47. Haładaj R, Topol M. Multiple Impulse Therapy in the Assessment of Paraspinal Muscle Tone in Patients with Low Back Pain. *Ortop Traumatol Rehabil* 2016, 18(6): 537–547. doi:10.5604/15093492.1230520.

48. Hamilton RI, Garden CLP, Brown SJ. Immediate effect of a spinal mobilisation intervention on muscle stiffness, tone and elasticity in subjects with lower back pain - A randomized cross-over trial. *J Bodyw Mov Ther.* 2022 Jan;29:60-67. doi: 10.1016/j.jbmt.2021.09.032.
49. Henn L, Schier K, Brian T, Hardt J. Back pain in Poland and Germany: a survey of prevalence and association with demographic characters. *Biomed Res Int* 2014, Jul1: 901341.
50. Hildebrandt M, Fankhauser G, Meichtry A, Luomajoki, H. Correlation between Lumbar Dysfunction and Fat Infiltration in Lumbar Multifidus Muscles in Patients with Low Back Pain. *BMC Musculoskelet Disord* 2017, 18: 12.
51. Hu X, Lei D, Li L, Leng Y, Yu Q, Wei X, Lo WLA. Quantifying Paraspinal Muscle Tone and Stiffness in Young Adults with Chronic Low Back Pain: A Reliability Study. *Sci Rep* 2018, 8: 14343.
52. Huang CY, Hsieh TH, Lu SC, Su FC,: Effect of the Kinesio tape to muscle activity and vertical jump performance in healthy inactive people. *Biomed Eng Online* 2011, 10 (1): pp. 1-11.
53. Huang J, Qin K, Tang C, Zhu Y, Klein CS, Zhang Z. Assessment of Passive Stiffness of Medial and Lateral Heads of Gastrocnemius Muscle, Achilles Tendon, and Plantar Fascia at Different Ankle and Knee Positions Using the MyotonPRO. *Med Sci Monit* 2018, 24:7570–6: pmid:30352050.
54. Ilahi S, T Masi A, White A, Devos A, Henderson J, Nair K. Quantified biomechanical properties of lower lumbar myofascia in younger adults with chronic idiopathic low back pain and matched healthy controls. *Clin Biomech* 2020, 73:78-85. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2019.12.026.
55. Jaskólska A, Jaskólski A. Właściwości fizjologiczne i mechaniczne mięśni szkieletowych – czy są takie same w różnych mięśniach i u wszystkich osób? *KOSMOS Problemy Nauk Biologicznych* 2020, T.69, Numer 4 (329): 739-756.
56. Kachanathu S, Alenazi A, Seif H, Hafez A, Alroumim M. Comparison between Kinesio Taping and a traditional physical therapy program in treatment of nonspecific low back pain. *J Phys Ther Sci* 2014, 26(8): 1185–1188.

57. Kaplan S, Alpayci M, Karaman E, Cetin O, Ozkan Y, Ilter S. Short-term effects of kinesio taping in women with pregnancy-related low back pain: a randomized controlled clinical trial. *Med Sci Monit* 2016, 22: 1297–1301.
58. Kase K, William J, Tsuyoshi K. Clinical therapeutic applications of the Kinesio taping method. 2nd ed Tokyo 2013, 19–39.
59. Kelly JP, Koppenhaver SL, Michener LA, Proulx L, Bisagni F, Cleland JA. Characterization of tissue stiffness of the infraspinatus, erector spinae, and gastrocnemius muscle using ultrasound shear wave elastography and superficial mechanical deformation. *J Electromyogr Kinesiol.* 2018 Feb;38:73-80. doi: 10.1016/j.jelekin.2017.11.001.
60. Kim SY, Kang MH, Kim ER, Kim GM, Oh JS. Effects of kinesio taping on lumbopelvic-hip complex kinematics during forward bending. *J Phys Ther Sci* 2015, Mar;27(3): 925-7. doi: 10.1589/jpts.27.925.
61. Kisilewicz A, Urbaniak M, Kawczyński A. Effect of muscle energy technique on increased calf muscle stiffness after eccentric exercise in athletes. *JKES* 2018, 81 (28): 21-29.
62. Kolber MJ, Beekhuizen K. Lumbar Stabilization: An Evidence-Based Approach for the Athlete with Low Back Pain. *Strength Cond J* 2007, 29: 26–37.
63. Köroğlu F, Çolak TK, Polat MG. The effect of Kinesio® taping on pain, functionality, mobility and endurance in the treatment of chronic low back pain: A randomized controlled study. *J Back Musculoskelet Rehabil* 2017, Sep 22;30(5): 1087-1093. doi: 10.3233/BMR-169705.
64. Kuligowski T, Sipko T. Lumbopelvic Biomechanics in Patients with Lumbar Disc Herniation—Prospective Cohort Study. *Symmetry* 2021, 13: 602. <https://doi.org/10.3390/sym13040602>
65. Kurt EE, Buyukturan O, Erdem HR, Tuncay F, Sezgin H. Short-term effects of kinesio tape on joint position sense, isokinetic measurements, and clinical parameters in patellofemoral pain syndrome. *J Phys Ther Sci* 2016, 28(7): 2034–2040.

66. Laird RA, Gilbert J, Kent P, Keating JL. Comparing Lumbo-Pelvic Kinematics in People with and without Back Pain: A Systematic Review and Meta-Analysis. *BMC Musculoskelet. Disord.* 2014, 15: 229.
67. Laird RA, Keating JL, Ussing K, Li P, Kent P. Does Movement Matter in People with Back Pain? Investigating “atypical” Lumbo-Pelvic Kinematics in People with and without Back Pain Using Wireless Movement Sensors. *BMC Musculoskelet. Disord.* 2019, 20: 28.
68. Lee JH, Choi SW. Balance Taping: Clinical Application of Elastic Therapeutic Tape for Musculoskeletal Disorders; *WETAPE* 2016, Jan 1: p 213
69. Lee JH. The short-term effectiveness of balance taping on acute nonspecific low-back pain: A case report. *Medicine* 2017, 96: e9304.
70. Lemos T, Souza Júnior J, Santos M, Rosa M, Silva L, Matheus J. Kinesio Taping effects with different directions and tensions on strength and range of movement of the knee: a randomized controlled trial. *Braz J Phys Ther* 2018, 22 (4): 283-290.
71. Lohr C, Braumann KM, Reer R, Schroeder J, Schmidt T. Reliability of tensiomyography and myotonometry in detecting mechanical and contractile characteristics of the lumbar erector spinae in healthy volunteers. *Eur J Applied Phys* 2018, 118(7): 1349-1359
72. Luz Junior MA, Sousa MV, Neves LAFS, Cezar AAC, Costa LOP. Kinesio Taping[®] is not better than placebo in reducing pain and disability in patients with chronic non-specific low back pain: a randomized controlled trial. *Braz J Phys Ther* 2015, Nov-Dec19(6): 482–490.
73. Luz Júnior MAD, Almeida MO, Santos RS, Civile VT, Costa LOP. Effectiveness of Kinesio Taping in Patients With Chronic Nonspecific Low Back Pain: A Systematic Review With Meta-analysis. *Spine* 2019, Jan 1;44(1): 68-78. doi: 10.1097/BRS.0000000000002756
74. Mancini M, King L, Salarian A, Holmstrom L, McNames J, Horak FB. Mobility Lab to Assess Balance and Gait with Synchronized Body-worn Sensors. *J Bioeng Biomed Sci* 2011, Suppl 1: 007.

75. Mancini M, Salarian A, Carlson-Kuhta P, Zampieri C, King L, Chiari L, Horak FB. I Sway: a sensitive, valid and reliable measure of postural control. *J Neuroeng Rehabil*. 2012, 9:59. doi: 10.1186/1743-0003-9-59.
76. Mangano G, Valle M, Casabona A, Vagnini A, Cioni M. Age-Related Changes in Mobility Evaluated by the Timed Up and Go Test Instrumented through a Single Sensor. *Sensors (Basel)* 2020, Jan 28; 20(3): 719. doi: 10.3390/s20030719
77. Marusiak J, Jaskolska A, Budrewicz S, Koszewicz M, Jaskolski A. Increased muscle belly and tendon stiffness in patients with Parkinson's disease, as measured by myotonometry. *Movement Disorders: official journal of the MDS* 2011, 26(11): 2119–22
78. Macedo LB, Richards J, Borges DT, Melo SA, Brasileiro JS. Kinesio Taping reduces pain and improves disability in low back pain patients: a randomised controlled trial. *Physiotherapy* 2019, 105(1): 65-75. doi: 10.1016
79. Negrini S, Serpelloni M, Amici C, Gobbo M, Silvestro C, Buraschi R, Lopomo NF. Use of wearable inertial sensor in the assessment of Timed-Up-and-Go Test: Influence of device placement on temporal variable estimation. *Springer International Publishing* 2016, 192: 310–317.
80. Newcomer K, Laskowski ER, Yu B, Larson DR, An KN. Repositioning error in low back pain. Comparing trunk repositioning error in subjects with chronic low back pain and control subjects. *Spine* 2000, 25(2): 245–250.
81. Ogai R, Yamane M, Matsumoto T, Kosaka M. Effects of petrissage massage on fatigue and exercise performance following intensive cycle pedalling. *BJSM* 2008, 42(10): 834-838.
82. Page P. Current concepts in muscle stretching for exercise and rehabilitation. *Int J Sports Phys Ther* 2012, 7(1): 109-19.
83. Palmer K, Walsh K, Bendall H. Back pain in Britain: Comparison of two prevalence surveys at an interval of 10 years. *BMJ* 2000, 320: 1577–78.
84. Paoloni M, Bernetti A, Fratocchi G, Mangone M, Parrinello M, Del Pilar Cooper M. Kinesio Taping applied to lumbar muscles influences clinical electromyographic characteristics in low back pain patients. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2011, 47(2): 237–244.

85. Parreira Pdo C, Costa Lda C, Takahashi R, Hespanhol Junior LC, Luz Junior MA, Silva TM. Kinesio taping to generate skin convolutions is not better than sham taping for people with chronic non-specific low back pain: a randomised trial. *J Physiother* 2014, 60(2): 90–96.
86. Park G, Woo Y. Comparison between a center of mass and a foot pressure sensor system for measuring gait parameters in healthy adults. *J Physical Ther Sc* 2015, 27(10): 3199–3202. doi: 10.1589/jpts.27.3199.
87. Pourahmadi MR, Ebrahimi Takamjani I, Jaberzadeh S, Sarrafzadeh J, Sanjari MA, Bagheri R, Jannati E. Kinematics of the Spine During Sit-to-Stand Movement Using Motion Analysis Systems: A Systematic Review of Literature. *J Sport Rehabil* 2019, Jan 1, 28(1): 77-93. doi: 10.1123/jsr.2017-0147.
88. Pranata A, Perraton L, El-Ansary D, Clark R, Fortin K, Dettmann T, Bryant A. Lumbar Extensor Muscle Force Control Is Associated with Disability in People with Chronic Low Back Pain. *Clin Biomech* 2017, 46: 46–51.
89. Pruyne EC, Watsford ML, Murphy AJ. Validity and reliability of three methods of stiffness assessment. *J Sport Health Sci* 2016, 5(4): 476-483
90. Ptaszkowski K, Slupska L, Paprocka-Borowicz M, Kołcz-Trzęsicka A, Zwierzchowski K, Halska U, Przestrzelska M, Mucha D, Rosińczuk J. 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, Aug 12. doi: 10.1155/2015/721938
91. Pui W. Kong, Yao H. Chua, Masato Kawabata, Stephen F. Burns, and Congcong Cai. Effect of Post-Exercise Massage on Passive Muscle Stiffness Measured Using Myotonometry – A Double-Blind Study. *J Sports Sci Med* 2018, Dec; 17(4): 599–606.
92. Ramirez-Velez R, Hormazabal-Aguayo I, Izquierdo M, Gonzalez-Ruiz K, Correa-Bautista JE, Garcia-Hermoso A. Effects of kinesio taping alone versus sham taping in individuals with musculoskeletal conditions after intervention for at least one week: a systematic review and meta-analysis. *Physiotherapy* 2019, 105(4): 412–420. Doi: 10.1016/j.physio.2019.04.001.

93. Robinson R, Robinson HS, Bjørke G, Kvale A. Reliability and validity of a palpation technique for identifying the spinous processes of C7 and L5. *Man Ther* 2009, 14: 409–414. doi: 10.1016/j.math.2008.06.002.
94. Roldan-Jimenez C, Cuesta-Vargas A, Benett P., Assessing trunk flexo-extension during sit-to-stand test variant in male and female healthy subjects through inertial sensors. *Phys Sportsmed* 2019, Oct 18: 1-6. doi: 10.1080/00913847.2018.1538542.
95. Sarlegna FR, Sainburg RL. The roles of vision and proprioception in the planning of reaching movements. *Progress in Motor Control: Springer* 2009, 317–335.
96. Schleip R, Naylor IL, Ursu D. Passive muscle stiffness may be influenced by active contractility of intramuscular connective tissue. *Med Hypotheses* 2006, 66: 66-71. doi:10.1016/j.mehy.2005.08.025
97. Shum GL, Crosbie J, Lee RY. Energy transfer across the lumbosacral and lower-extremity joints in patients with low back pain during sit-to-stand. *Arch Phys Med Rehabil* 2009, Jan;90(1): 127-35. doi: 10.1016/j.apmr.2008.06.028.
98. Shumway-Cook A, Woolacott MH. Motor control: Translating research into clinical practice. Normal reach grasp and manipulation. Lippincott Williams & Wilkins 2012, 477-501.
99. Shumway-Cook A, Brauer S, Woollacott M. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Phys Ther* 2000, 80(9): 896–903.
100. Sipko T, Kuczyński M. Intensity of chronic pain modifies postural control in low back patients. *Eur J Pain* 2013, 17: 612-620.
101. Steffens D, Maher CG, Pereira LS, Stevens ML, Oliveira VC, Chapple M, Teixeira-Salmela LF, Hancock MJ. Prevention of Low Back Pain: A Systematic Review and Meta-analysis. *JAMA Intern Med* 2016, Feb 176(2): 199-208. doi: 10.1001/jamainternmed.2015.7431.
102. Stensland ML, Sanders S. “It has changed my whole life”: The systemic implications of chronic low back pain among older adults,” *JGSW* 2017, vol. 61(2): 129–150.
103. Stienen MN, Joswig H, Smoll NR, Corniola MV, Schaller K, Hildebrandt G. Influence of body mass index on subjective and objective measures of pain, functional

- impairment, and health-related quality of life in lumbar degenerative disc disease. *World Neurosurg* 2016, 96: 570–577.
104. Stienen MN, Smoll NR, Joswig H, Corniola MV, Schaller K, Hildebrandt G. Validation of the baseline severity stratification of objective functional impairment in lumbar degenerative disc disease. *J Neurosurg Spine* 2017a, 26: 598–604.
105. Stienen MN, Smoll NR, Joswig H, Snagowski J, Corniola MV, Schaller K. Influence of the mental health status on a new measure of objective functional impairment in lumbar degenerative disc disease. *Spine* 2017b, J 17: 807–813.
106. Świerkot J. Bóle krzyża – etiologia, diagnostyka i leczenie. *Przewodnik Lekarza* 2006, 2: 86-98.
107. Tas S, Yasar U, Ahu Kaynak B. Interrater and Intrarater Reliability of a Handheld Myotonometer in Measuring Mechanical Properties of the Neck and Orofacial Muscles. *JMPT* 2021, Vol44(1): 42-48
108. Thomson D, Gupta A, Arundell J, Crosbie J. Deep soft-tissue massage applied to healthy calf muscle has no effect on passive mechanical properties: a randomized, single-blind, cross-over study. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation* 2015, Sep21(7): 21.
109. Tran L, Makram AM, Makram OM, Elfaituri MK, Morsy S, Ghozy S, Zayan AH, Nam NH, Zaki MMM, Allison EL, Hieu TH, Le Quang L, Hung DT, Huy NT. Efficacy of Kinesio Taping Compared to Other Treatment Modalities in Musculoskeletal Disorders: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Res Sports Med.* 2021, Oct28: 1-24, doi: 10.1080/15438627.2021.1989432.
110. Tulder MW, Koes BW, Bouter LM: Conservative treatment of acute and chronic nonspecific low back pain. A systematic review of randomized controlled trials of the most common interventions. *Spine* 1997, 22: 2128–2156.
111. Tulder M, Becker A, Bekkering T. Chapter 3: European guidelines for the management of acute nonspecific low back pain in primary care. *Eur Spine J* 2006, 15(supplement 2): 169–191. doi: 10.1007/s00586-006-1071-2.
112. Viteckova S, Horakova H, Polakova K, Krupicka R, Ruzicka E, Brozova H. Agreement between the GAITRite® System and the Wearable Sensor BTS G-

- Walk[®] for measurement of gait parameters in healthy adults and Parkinson's disease patients. *PeerJ* 2020, 8: e8835. doi: 10.7717/peerj.8835.
113. Waddell G. *The back pain revolution*, 2nd ed. Edinburgh: Churchill Livingstone 2004, 115–136.
114. Walker BF, Muller R, Grant WD. Low back pain in Australian adults: prevalence and associated disability. *J Manipulative Physiol Ther* 2004, 27: 238-244.
115. Wu Z, Wang Y, Ye Z, Guan Y, Ye X, Chen Z, Li C, Chen G, Zhu Y, Du J, Chen G, Liu W, Xu X. Effects of Age and Sex on Properties of Lumbar Erector Spinae in Healthy People: Preliminary Results From a Pilot Study. *Front Physiol* 2021, Sep20;12: 718068. doi: 10.3389/fphys.2021.718068.
116. Wu Z, Ye X, Ye Z, Hong K, Chen Z, Wang Y, Li C, Li J, Huang J, Zhu Y, Lu Y, Liu W, Xu X. Asymmetric Biomechanical Properties of the Paravertebral Muscle in Elderly Patients With Unilateral Chronic Low Back Pain: A Preliminary Study. *Front Bioeng Biotechnol* 2022, Feb 10;10:814099. doi: 10.3389/fbioe.2022.814099.
117. Yapeng L, Jiafeng Y, Jun Z, Zhijie Z, Xueqiang W. Quantifying the stiffness of lumbar erector spinae during different positions among participants with chronic low back pain. *Plos One* 2022, June 24. doi.org/10.1371/journal.pone.0270286
118. Yilmaz Yelvar GD, Cirak Y, Dalkilinc M, Parlak Demir Y, Guner Z, Boydak A. Is physiotherapy integrated virtual walking effective on pain, function, and kinesiophobia in patients with non-specific low-back pain? Randomised controlled trial. *EurSpine* 2017, J 26: 538–545. doi:10.1007/s00586-016-4892-7.
119. Yu JS, Shin WS. Comparison of the immediate effect of hamstring stretching techniques on hamstring muscle range of motion, pressure pain threshold and muscle tone. *Phys Ther Reh Sci* 2019, 8: 210-7. doi.org/10.14474/ptrs.2019.8.4.210
120. Yushin K, Youngki H, Hyung-Soon P. A soft massage tool is advantageous for compressing deep soft tissue with low muscle tension: Therapeutic evidence for self-myofascial release. *Complementary Ther Med* 2019, Vol43, April: 312-318
121. Zampieri C, Salarian A, Carlson-Kuhta P, Aminian K, Nutt JG, Horak FB. The instrumented timed up and go test: potential outcome measure for disease modifying therapies in Parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2010, 81(2): 171–6. doi: 10.1136/jnnp.2009.173740.

Oficjalne strony internetowe producentów urządzeń wykorzystanych w badaniach własnych:

1. [G-WALK | Wearable inertial system | BTS Bioengineering](#)
2. [Technologia - Myoton](#)

STRESZCZENIE

Temat: Wpływ metody plastrowania dynamicznego lub relaksacji mięśni na właściwości mechaniczne tkanek miękkich oraz kinematykę zmian pozycji ciała osób z niespecyficznym zespołem bólowym kręgosłupa.

Słowa kluczowe: NSLBP, Myoton, plastrowanie dynamiczne, PIR

Cel: Celem pracy jest ocena wpływu zastosowania metody plastrowania dynamicznego z napięciem lub bez napięcia taśmy lub relaksacji mięśni na natężenie bólu, kinematykę zmian pozycji ciała podczas czynności wstawania lub siadania oraz właściwości mechaniczne tkanek miękkich, u pacjentów z zespołem bólowym odcinka lędźwiowego kręgosłupa. Założono, iż stosowanie wybranych do badań własnych interwencji terapeutycznych u osób z niespecyficznymi dolegliwościami bólowymi kręgosłupa (NSLBP) wpływa na zmniejszenie natężenia bólu, stopnia niepełnosprawności, oraz zmianę kinematyki odcinka lędźwiowego. Aplikacja plastrowania dynamicznego wpływa na właściwości mechaniczne mięśnia prostownika kręgosłupa, a efekt terapeutyczny stosowania plastrowania dynamicznego lub post-izometrycznej relaksacji mięśni jest zróżnicowany w zależności od czasu badania.

Material i metody: Przebadano 3 krotnie, 64 osoby w wieku 20-60 lat z NSLBP. Każdy uczestnik został losowo przydzielony do jednej z trzech grup badawczych poddawanych wybranej interwencji terapeutycznej: ćwiczenia post-izometrycznej relaksacji mięśni (PIR), plastrowania dynamicznego (KT) lub placebo (KT-PEBO), wszystkie badane osoby otrzymały instruktaż wykonywania czynności dnia codziennego. Każdorazowo oceniano natężenie bólu za pomocą numerycznej skali bólu (NRS), stopień niepełnosprawności według kwestionariusza Oswestry (ODI), kinematykę odcinka lędźwiowego kręgosłupa (G-sensor), oraz właściwości mechaniczne mięśnia prostownika grzbietu na obu stronach kręgosłupa wykorzystując MYOTON.

Analiza statystyczna: Normalność rozkładu została sprawdzona za pomocą testu Shapiro-Wilka. Następnie do porównania średnich międzygrupowych użyto analizy wariancji trzyczynnikowej ANOVA z efektami głównymi grupa interwencji [PIR, KT,

KT-PEBO], czas terapii [PRE, POST, FOL], strona [D, OP]. Wykonano analizę wariancji kontrolując moc obserwowaną oraz miary siły efektu (Eta kwadrat). Niektóre zmienne nie były analizowane ze względu na stronę, co naturalnie redukowało model do dwuczynnikowej analizy wariancji. Analizowano efekty główne i interakcje między nimi. Jako testu post-hoc użyto testu Duncana. Przyjęto poziom istotności $p < 0.016$ (z poprawką Bonferoniego).

Wyniki: Zaobserwowano istotne zmniejszenie spoczynkowego natężenia bólu z wpływem czasu ($F(4, 116)=39,2010$ ($p=0,0043$, $Eta=0,40$), oraz stopnia niepełnosprawności ($F(2, 116)=29,6562$, $p < 0,0001$, $Eta 0,34$). Jedynie między grupą interwencyjną PIR a KT-PEBO oraz grupą PIR i KT stwierdzono zwiększenie maksymalnego przyspieszenia w osi pionowej, tylko podczas wstawania. Nie zaobserwowano innych zmian w kinematyce odcinka lędźwiowego kręgosłupa. Zastosowane interwencje wpłynęły istotnie na zmianę napięcia spoczynkowego mięśni $F(2, 116)=6,563$, $p=0,0020$; $Eta=0,05$. Wykazano efekt główny czasu we wszystkich grupach interwencyjnych na relaksację mięśnia prostownika grzbietu ($F=5,69$; $p=0,004$; $Eta=0,08$). Zaobserwowano efekt główny czasu na pełzanie ($F(2, 116)=5,156$, $p=0,0072$, $Eta=0,08$). W badaniu FOL jako przedłużony efekt interwencji, w grupie KT stwierdzono różnice w zmianie sztywności poprzecznej mięśnia prostownika grzbietu z wpływem czasu, po obu stronach kręgosłupa ($F(2, 118)=6,87$; $p=0,001$; $Eta=0,10$) oraz elastyczności tkanek miękkich. Relaksacja oraz pełzanie mięśnia prostownika grzbietu zmniejsza się pod wpływem interwencji, jedynie w grupie KT, po stronie przeciwnej do dominującej.

Wnioski: Interwencje spowodowały zmniejszenie natężenia bólu i stopnia niepełnosprawności u osób z NSLBP. Nie wykazano tu różnic międzygrupowych. Wybrane interwencje terapeutyczne nie zmieniły kinematyki odcinka lędźwiowego kręgosłupa podczas czynności wstawania lub siadania. Aplikacja plastrowania dynamicznego jedynie z naprężeniem taśmy, wpłynęła na właściwości mechaniczne mięśnia prostownika kręgosłupa po stronie przeciwnej do dominującej, zwiększając napięcie i sztywność mięśnia, a zmniejszając relaksację. Efekt stosowania plastrowania dynamicznego jedynie z naprężeniem taśmy był zróżnicowany w zależności od czasu badania.

ABSTRACT

Title: The influence of methods of Kinesio Taping or muscle relaxation on mechanical properties of soft tissues and kinematic changes of the body position in people with nonspecific low back pain.

Keywords: NSLBP, Myoton, Kinesio taping, PIR.

Aim: The aim of the study is to assess the effect of the Kinesio taping method with or without tape tension or muscle relaxation on pain intensity, kinematic changes of body position when standing up or sitting down, and mechanical properties of soft tissues in patients with nonspecific low back pain (NSLBP). It was assumed that the use of selected therapeutic interventions reduces pain intensity, and the degree of disability and changes the kinematics of the lumbar section in people with nonspecific back pain. The application of Kinesio Taping affects the mechanical properties of the erector spinae muscle, and the therapeutic effect of using Kinesio Taping or post-isometric muscle relaxation varies depending on the time of the test.

Subjects and methods: Sixty-four people aged 20-60 years with NSLBP were tested three times. Each participant was randomly assigned to one of the three research groups subjected to the selected therapeutic intervention: post-isometric muscle relaxation (PIR) exercises, Kinesio Taping (KT), or placebo (KT-PEBO). All subjects were instructed in the ergonomics of performing daily activities. Every time was assessed: pain intensity using the numerical pain scale (NRS), the degree of disability according to the Oswestry questionnaire (ODI), the kinematics of the lumbar spine (G-sensor), and the mechanical properties of the erector spinae using MYOTON. Statistical analysis: The normality of distribution was checked using the Shapiro-Wilk test. Then, three-way ANOVA was used to compare the intergroup means with the main effects, intervention group [PIR, KT, KT-PEBO], treatment time [PRE, POST, FOL], and side [D, OP]. An analysis of variance was performed by controlling the observed power and the measure of the strength of the effect (Eta square). Some variables were not analyzed by side, which naturally reduced the model to a two-way ANOVA. The main effects and interactions between them were

analyzed. Duncan's test was used as a post-doc test. The level of significance was $p < 0.016$ (with Bonferroni's correction).

Results: There was a significant reduction in the intensity of resting pain with time ($F(4, 116) = 39.2010$ ($p = 0.0043$, $\eta^2 = 0.40$), and degree of disability ($F(2, 116) = 29.6562$, $p < 0.0001$, $\eta^2 = 0.34$). Only between the PIR and KT-PEBO intervention groups and the PIR and KT groups, there was an increase in the maximum acceleration in the vertical axis, only during standing up. It was not observed other changes in the kinematics of the lumbar spine. The interventions used significantly changed the resting tension of the muscles $F(2, 116) = 6.563$, $p = 0.0020$; $\eta^2 = 0.05$. It was demonstrated the main effect of time in all intervention groups on the relaxation of the dorsal extensor muscle ($F = 5.69$; $p = 0.004$; $\eta^2 = 0.08$). It was observed the main effect of time for creep ($F(2, 116) = 5.156$, $p = 0.0072$, $\eta^2 = 0.08$). In the FOL study, as a prolonged effect of the intervention, in the KT group, differences were found in the change in transverse stiffness of the dorsal extensor muscle with time, on both sides of the spine ($F(2, 118) = 6.87$; $p = 0.001$; $\eta^2 = 0.10$) and the elasticity of soft tissues. The relaxation and creeping of the dorsal extensor muscle are reduced by the intervention, only in the KT group, on the opposite side to the dominant side.

Conclusions: The interventions reduced pain intensity and degree of disability in people with NSLBP. There were no intergroup differences here. The selected therapeutic interventions did not change the kinematics of the lumbar spine during standing up or sitting down. The application of Kinesio Taping only with the tension of the tape affected the mechanical properties of the extensor muscle of the spine on the opposite side to the dominant side, increasing muscle tension and stiffness, and reducing relaxation. The effect of applying Kinesio Taping only with tape tension varied depending on the time of the test.

Spis tabel

Tabela 1. Dane biometryczne grup badanych z podziałem na rodzaj interwencji.....	17
----------------------------------------------------------------------------------	----

Spis rysunków

Rysunek 1: Schemat przebiegu testu timed up and go (G-WALK Wearable inertial system BTS Bioengineering).	19
--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	----

Spis fotografii

Fotografia 1. Badanie właściwości mechanicznych tkanek miękkich za pomocą urządzenia MYOTON (materiał własny).....	21
Fotografia 2. Ćwiczenia post-izometrycznej relaksacji mięśni dla mięśnia prostownika grzbietu. Górna fotografia przedstawia fazę napięcia, dolna fotografia przedstawia fazę rozluźnienia (materiał własny).....	24
Fotografia 3. Aplikacja H wzmacniająca mięsień prostownik grzbietu w odcinku lędźwiowym kręgosłupa (materiał własny).	25

Spis rycin

Rycina 1. Pomiar miometryczny i krzywa oscylacji tłumionych drgań wywołanych uderzeniem zgłębnika Myotonu w skórę nad mięśniem poddanym badaniu i algorytmy wyliczania pięciu parametrów charakteryzujących właściwości tkanki mięśnia: częstotliwość oscylacji (f), sztywność poprzeczna tkanki (S), elastyczność (D), relaksacja (R) i właściwości pełzania tkanki (C) (Jaskólska, Jaskólski, 2020).....	20
Rycina 2. Schemat badań oraz przepływ osób w poszczególnych etapach badania.	22
Rycina 3. Średnie oraz przedziały ufności wartości NRS w badaniu przed (PRE), po (POST) i tydzień po terapii (FOL), dla trzech grup badawczych (PIR, KT, KT-PEBO)...	28
Rycina 4. Średnie oraz przedziały ufności wartości punktowej kwestionariusza Oswestry (ODI) w badaniu przed (PRE), po (POST) i tydzień po terapii (FOL), dla trzech grup badawczych (PIR, KT, KT-PEBO).....	29
Rycina 5. Średnie oraz przedziały ufności maksymalnego przyspieszenie w osi pionowej (VERT Max acc) w badaniu przed (PRE), po (POST) i tydzień po terapii (FOL), dla trzech grup badawczych (PIR, KT, KT-PEBO).	30
Rycina 6. Średnie oraz przedziały ufności maksymalnego przyspieszenie w osi poprzecznej (ML Max acc), w badaniu przed (PRE), po (POST) i tydzień po terapii (FOL), dla trzech grup badawczych (PIR, KT, KT-PEBO).	31
Rycina 7. Średnie oraz przedziały ufności maksymalnego przyspieszenia w osi strzałkowej podczas czynności wstawiania (AP Max acc) w badaniu przed (PRE), po (POST) i tydzień po terapii (FOL), dla trzech grup badawczych (PIR, KT, KT-PEBO)...	32
Rycina 8. Średnie oraz przedziały ufności maksymalnego przyspieszenia w osi pionowej, podczas czynności siadania (VERT - Max acc) w badaniu przed (PRE), po (POST) i tydzień po terapii (FOL), dla trzech grup badawczych (PIR, KT, KT-PEBO).	33
Rycina 9. Średnie oraz przedziały ufności, maksymalnego przyspieszenia, podczas czynności siadania (ML - Max acc) w badaniu przed (PRE), po (POST) i tydzień po terapii (FOL), dla trzech grup badawczych (PIR, KT, KT-PEBO).	34

- Rycina 10. Średnie oraz przedziały ufności maksymalnego przyspieszenia w osi strzałkowej, podczas czynności siadania (AP Max acc) w badaniu przed (PRE), po (POST) i tydzień po terapii (FOL) dla trzech grup badawczych (PIR, KT, KT-PEBO).... 35
- Rycina 11. Średnie oraz przedziały ufności częstotliwości w badaniu przed (PRE), po (POST) i tydzień po terapii (FOL), po stronie dominującej (D) i przeciwnej (O) dla trzech grup badawczych (PIR, KT, KT-PEBO).....36
- Rycina 12. Średnie oraz przedziały ufności sztywności (stiffness) w badaniu przed (PRE), po (POST) i tydzień po terapii (FOL), po stronie dominującej (D) i przeciwnej (O) dla trzech grup badawczych (PIR, KT, KT-PEBO).....37
- Rycina 13. Średnie oraz przedziały ufności elastyczności (Decrement) w badaniu przed (PRE), po (POST) i tydzień po terapii (FOL), po stronie dominującej (D) i przeciwnej (O) dla trzech grup badawczych (PIR, KT, KT-PEBO)..... 38
- Rycina 14. Średnie oraz przedziały ufności relaksacji (Relaxation) w badaniu przed (PRE), po (POST) i tydzień po terapii (FOL), po stronie dominującej (D) i przeciwnej (O) dla trzech grup badawczych (PIR, KT, KT-PEBO)..... 39
- Rycina 15. Średnie oraz przedziały ufności pełzania (Creep) [De – Deborah numer] w badaniu przed (PRE), po (POST) i tydzień po terapii (FOL), po stronie dominującej (D) i przeciwnej (O) dla trzech grup badawczych (PIR, KT, KT-PEBO)..... 40