

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO im. EUGENIUSZA PIASECKIEGO
w POZNANIU

MICHAŁ POSŁUSZNY

**SKUTECZNOŚĆ ZABIEGU MANIPULACJI
W TERAPII DYSFUNKCJI STAWU KRZYŻOWO-BIODROWEGO
OKREŚLONA WYBRANYMI PARAMETRAMI FUNKCJONALNYMI**

PRACA DOKTORSKA

Promotor naukowy:

dr hab. Małgorzata Waszak

Poznań 2020

SPIS TREŚCI

WYKAZ PODSTAWOWYCH SKRÓTÓW UŻYWANYCH W PRACY.....	4
1. WPROWADZENIE.....	6
2. TEORETYCZNE PRZESŁANKI PRACY.....	7
2.1. Leczenie manipulacyjne	7
2.2. Równowaga i kontrola stabilności ciała	7
2.3. Wpływ manipulacji na zakres ruchu w stawach.....	9
2.4. Leczenie manipulacyjne a elektrofizjologiczna aktywność mięśniowa	10
3. UZASADNIENIE PODJĘCIA PROBLEMU BADAWCZEGO ORAZ CELE I HIPOTEZY BADAWCZE.....	13
3.1. Uzasadnienie podjęcia problemu badawczego	13
3.2. Cele i hipotezy badawcze	15
4. MATERIAŁ I METODY	16
4.1. Uczestnicy badań	16
4.2. Zastosowane metody pomiarowe.....	18
4.2.1. Testy funkcjonalne.....	18
4.2.2. Manipulacja eksperymentalna	22
4.2.3. Pomiar wartości podometrycznych.....	23
4.2.4. Pomiar wartości funkcjonalnych kręgosłupa.....	24
4.2.5. Pomiar aktywności bioelektrycznej mięśni	25
4.3. Zastosowane metody statystyczne	30
5. WYNIKI BADAŃ	32
5.1. Wpływ manipulacji stawu krzyżowo-biodrowego na przemieszczenia środka nacisku stóp w procesie utrzymania równowagi statycznej ciała.....	32
5.1.1. Charakterystyka opisowa mierzonych zmiennych ilościowych	32
5.1.2. Przemieszczenia COP w swobodnym stanie PRE i POST – porównanie między grupą eksperymentalną a kontrolną	44
5.1.3. Zmiany przemieszczenia COP na skutek przeprowadzonego zabiegu manipulacji w grupie eksperymentalnej oraz w grupie kontrolnej.....	56
5.2. Wpływ manipulacji stawu krzyżowo-biodrowego na wartości parametrów goniometrycznych.....	57
5.2.1. Rozkład badanych zmiennych goniometrycznych	57

5.2.2. Porównanie wartości kątowych lordozy lędźwiowej oraz ruchomości odcinka lędźwiowego kręgosłupa przed zabiegiem manipulacji SIJ i po wykonanym zabiegu w grupach: eksperymentalnej i kontrolnej oraz między tymi grupami	73
5.2.2.1. Międzygrupowe porównanie wartości kątowych lordozy lędźwiowej oraz ruchomości odcinka lędźwiowego kręgosłupa przed zabiegiem manipulacji SIJ i po wykonanym zabiegu.....	78
5.2.2.2. Wewnątrzgrupowe porównanie zmian wartości kątowych lordozy lędźwiowej oraz ruchomości odcinka lędźwiowego kręgosłupa na skutek zabiegu manipulacji SIJ	79
5.2.2.3. Analiza porównawcza wartości kątowych lordozy lędźwiowej oraz ruchomości odcinka lędźwiowego kręgosłupa przed i po zabiegu manipulacji SIJ z uwzględnieniem stron zabiegu.....	80
5.3. Wpływ manipulacji stawu krzyżowo-biodrowego na aktywność bioelektryczną mięśni u osób asymptomatycznych	90
5.3.1. Charakterystyka opisowa mierzonych zmiennych ilościowych	90
5.3.2. Międzygrupowe porównanie aktywności bioelektrycznej wybranych mięśni przed zabiegiem SIJ i po wykonanym zabiegu.....	109
5.3.3. Wewnątrzgrupowe porównanie zmian aktywności bioelektrycznej badanych mięśni na skutek zabiegu manipulacji SIJ - oddzielnie w grupie eksperymentalnej i oddzielnie w grupie kontrolnej.....	118
5.3.4. Analiza porównawcza aktywności bioelektrycznej badanych mięśni przed i po zabiegu manipulacji SIJ z uwzględnieniem stron zabiegu	124
6. DYSKUSJA WYNIKÓW	132
6.1. Wpływ manipulacji stawu krzyżowo-biodrowego na zmiany środka nacisku stóp w procesie utrzymania równowagi statycznej ciała.....	132
6.2. Wpływ manipulacji stawu krzyżowo-biodrowego na wartości parametrów goniometrycznych.....	135
6.3. Wpływ manipulacji stawu krzyżowo-biodrowego na aktywność bioelektryczną mięśni.....	138
6.4. Ograniczenia badań a praktyka i zastosowania kliniczne manipulacji SIJ.....	142
7. PODSUMOWANIE WYNIKÓW I WNIOSKI	146
PIŚMIENNICTWO	149

ZAŁĄCZNIKI.....	158
Załącznik nr 1. Formularz świadomej zgody pacjenta	158
Załącznik nr 2. Wzór karty badań.....	159
Załącznik nr 3. Informacja dla uczestników	161
Załącznik nr 4. Zgoda Komisji Bioetycznej	162
STRESZCZENIE	165
SUMMARY	167

WYKAZ PODSTAWOWYCH SKRÓTÓW UŻYWANYCH W PRACY

- ASIS** - kołec biodrowy przedni górny (ang. *anterior superior iliac spine*)
- BF** - mięsień dwugłowy uda (ang. *biceps femoris muscle*)
- BMI** - wskaźnik proporcji między masą a wysokością ciała (ang. *body mass index*)
- COP** - środek nacisku stóp na podłozę (ang. *center of pressure*)
- E** - grupa eksperymentalna
- EMG** - elektromiografia
- F_l POST** - zginanie w lewo w płaszczyźnie czołowej po manipulacji (F - ang. *frontal*)
- F_l PRE** - zginanie w lewo w płaszczyźnie czołowej przed manipulacją (F - ang. *frontal*)
- F_p POST** - zginanie w prawo w płaszczyźnie czołowej po manipulacji (F - ang. *frontal*)
- F_p PRE** - zginanie w prawo w płaszczyźnie czołowej przed manipulacją (F - ang. *frontal*)
- HVLA** - zabieg manipulacji dużej szybkości, małej amplitudy (ang. *high velocity low amplitude*)
- K** - grupa kontrolna
- L, l** - strona lewa, ruch w lewą stronę
- LL POST** - lordoza lędźwiowa po manipulacji
- LL PRE** - lordoza lędźwiowa przed manipulacją
- LBP** - ból dolnego odcinka kręgosłupa (ang. *low back pain*)
- LS** - odcinek lędźwiowo-krzyżowy kręgosłupa (ang. *lumbo-sacral*)
- m** - mięsień (ang. *muscle*, łac. *musculus*)
- MET** - techniki energii mięśniowej (ang. *muscle energy techniques*)
- MUL** - mięsień wielodzielny (ang. *multifidus muscle*)
- PP** - powtarzany pomiar (PRE, POST)
- POST** - pomiar po wykonaniu zabiegu manipulacji zablokowanego stawu SI
- PRE** - pomiar przed wykonaniem zabiegu manipulacji zablokowanego stawu SI
- PSIS** - kołec biodrowy tylny górny (ang. *posterior superior iliac spine*)
- P, p** - strona prawa, ruch w prawą stronę lub do przodu (w zależności od płaszczyzny ruchu)
- R** - różnica badanej zmiennej (POST–PRE)
- T_l POST** - rotacja w lewo w płaszczyźnie poprzecznej po manipulacji (T - ang. *transversal*)
- T_l PRE** - rotacja w lewo w płaszczyźnie poprzecznej przed manipulacją (T - ang. *transversal*)
- T_p POST** - rotacja w prawo w płaszczyźnie poprzecznej po manipulacji (T - ang. *transversal*)

T_p PRE - rotacja w prawo w płaszczyźnie poprzecznej przed manipulacją (T - ang. *transversal*)

ROM - zakres ruchu (ang. *range of motion*)

S_p POST - zginanie do przodu w płaszczyźnie strzałkowej po manipulacji (S - ang. *sagittal*)

S_p PRE - zginanie do przodu w płaszczyźnie strzałkowej przed manipulacją (S - ang. *sagittal*)

S_t POST - zginanie do tyłu w płaszczyźnie strzałkowej po manipulacji (S - ang. *sagittal*)

S_t PRE - zginanie do tyłu w płaszczyźnie strzałkowej przed manipulacją (S - ang. *sagittal*)

sEMG - elektromiografia powierzchniowa

SIJ - staw krzyżowo-biodrowy (ang. *sacro-iliac joint*)

SIJs - stawy krzyżowo – biodrowe (ang. *sacro-iliac joints*)

SO - mięsień płaszczkowaty (ang. *soleus muscle*)

TFL - mięsień naprężacz powięzi szerokiej (ang. *tensor fasciae latae muscle*)

1. WPROWADZENIE

Prawidłowa funkcja stawów krzyżowo-biodrowych (SIJs - ang. *sacroiliac joints*), zapewnia odpowiednią transmisję sił zstępujących i wstępujących przez miednicę. Siły zstępujące powstają w wyniku ciężenia górnych części ciała na kość krzyżową, SIJs i kończyny dolne oraz otaczające tkanki miękkie w kierunku podłoża (Nourbakhsh, Arabloo i Salavati, 2006; Vleeming *i in.*, 2008). Zrównoważeniem tego nacisku są przeciwnie skierowane, wstępujące siły reakcji podłoża. Ze względu na pełnione zadania oraz specyficzną budowę powierzchni stawowych, SIJs są predysponowane do zmiany swojej mobilności pod postacią zaburzeń funkcjonalnych (Maigne, Aivaliklis i Pfefer, 1996; Hancock *i in.*, 2007). Wtórne dysfunkcje tego obszaru zachodzą jako element kompensacji ewentualnych asymetrii występujących sił w celu optymalnego ich zrównoważenia (Mortka *i in.*, 2012). Są one przykładem automatycznych procesów wyrównawczych wykorzystujących potencjał funkcjonalny pierwotnie zdrowych segmentów ciała (Saulicz, 2003).

Zaburzenia SIJs mogą wystąpić również w formie strukturalnej na skutek urazu, chorób zapalnych, reumatoidalnych, nowotworowych, osteoporotycznych czy rozwojowych (Vleeming *i in.*, 2012). Jednak najczęściej występującymi dysfunkcjami tego regionu są kompensacyjne zaburzenia ruchomości pod postacią hipermobilności lub hipomobilności (Richter i Hebgen, 2016), które stanowią przedmiot tego badania. Wśród nich można wyróżnić jednostronne lub obustronne zaburzenia ruchu kości krzyżowej względem kości miednicznej (nutacja i kontrnutacja) oraz zaburzenia przednio-tylnej rotacji kości miednicznej względem kości krzyżowej. Ruchy te, pomimo niewielkiej amplitudy, są znaczące dla chodu i zachowania optymalnej pozycji siedzącej pełniąc zależne od siebie funkcje stabilizacyjne i lokomocyjne (Lee, 2001). Dysfunkcja stawu krzyżowo-biodrowego (SIJ - ang. *sacroiliac joint*) może prowadzić również do nierównomiernego obciążania kończyn dolnych (Grassi *i in.*, 2011) i asymetrii napięć mięśniowych uwidaczniających się deficytem równowagi i kontroli posturalnej (Baruah, Eapen i Kamath, 2013).

2. TEORETYCZNE PRZESŁANKI PRACY

2.1. Leczenie manipulacyjne

Zabiegi manipulacji dużej prędkości i małej amplitudy (HVLA - ang. *high velocity low amplitude*) są szeroko stosowane w terapii pacjentów z chronicznym bólem dolnej części pleców (LBP – ang. *low back pain*) (Coulter *i in.*, 2018). Zabieg nazywany jest również mobilizacją V stopnia lub mobilizacją z impulsem (Fryer, Carub i McIver, 2004). Często współtowarzyszy temu dźwięk „kliknięcia” lub „chrupnięcia” w stawie, znany jako kawitacja lub dekoaptacja. Uważa się, że odgłos ten jest wynikiem wydzielania i rozpadu pęcherzyków gazu w płynie stawowym (Thomson, Haig i Mansfield, 2009) i szybkiego napięcia torebki stawowej (Fryer, Carub i McIver, 2004). Techniki tej nie należy mylić z ortopedyczną repozycją przemieszczeń w obrębie stawu, ponieważ nie powoduje żadnych zmian w położeniu kości biodrowej i krzyżowej względem siebie (Tullberg *i in.*, 1998). HVLA polega na przywróceniu mobilności w stawie, co wpływa na aferencję proprioceptywną, która jest bezpośrednio powiązana z występowaniem dysfunkcji w stawie (Loudon *i in.*, 2008). W krótkim czasie po manipulacji SIJ następuje również normalizacja rozkładu masy ciała pomiędzy stopami u osób asymptomatycznych (Grassi *i in.*, 2011). Można zatem wnioskować, że regulacja rozkładu masy ciała pomiędzy stopami nie następuje w wyniku mechanicznej dysfunkcji w układzie naprężeń elementów kostno-więzadłowych, a na zasadzie zbalansowania odruchowych reakcji mięśni na nieprawidłowe bodźce proprioceptywne pochodzące z układu somatosensorycznego.

Zabiegi HVLA wykorzystuje się ze względu na efekt końcowy, którym jest przywrócenie funkcji ruchowej stawu, jednak dostępne wyniki badań z grupą kontrolną opisujące wpływ leczenia manipulacyjnego na LBP mają zmienną jakość, są nieliczne lub heterogeniczne, co uniemożliwia zbadanie związków przyczynowo - skutkowych. Niektóre badania wykazały skuteczność HVLA (Fryer, Carub i McIver, 2004; Ferreira, Ferreira i Hodges, 2007; von Heymann *i in.*, 2013), inne jej nie potwierdzają (Anderson *i in.*, 1992; Shekelle *i in.*, 1992; Koes *i in.*, 1996; van Tulder, Koes i Bouter, 1997; Coulter *i in.*, 2018; Farazdaghi *i in.*, 2018). W celu określenia tych związków i jednoznacznego zdefiniowania efektów tego typu leczenia należy zbierać dane na ten temat i prowadzić dalsze badania.

2.2. Równowaga i kontrola stabilności ciała

Równowaga to stan ciała, w którym suma sił na nie działających jest równa zeru lub stabilizujące siły wewnętrzne są równe destabilizującym siłom zewnętrznym. Utrzymanie

równowagi przez człowieka to złożony proces, który wymaga specyficznej reakcji odruchowej na podstawie integracji trzech odrębnych bodźców: wizualnych (10%), przedsionkowych (20%) i somatosensorycznych (70%) (Błaszczuk *i in.*, 2000; Peterka, 2002). Spośród nich największą rolę odgrywa informacja proprioceptywna (Dietz, Horstmann i Berger, 1989; Anacker i Di Fabio, 1992). Analiza tych informacji przez centralny układ nerwowy pozwala na podjęcie decyzji o właściwej reakcji posturalnej poprzez napięcie odpowiednich grup mięśni posturalnych i zachowanie pozycji stojącej (Jeka *i in.*, 1996; Fransson *i in.*, 2000; Riemann i Lephart, 2002; Sforza *i in.*, 2003).

Układ somatosensoryczny, którego receptorami są: aparaty Golgiego, wrzeciona mięśniowe, receptory stawowe i receptory tkanki podskórnej (Capicikova *i in.*, 2006), przekazuje do ośrodkowego układu nerwowego informacje o położeniu segmentów ciała w przestrzeni w odniesieniu do stabilnej powierzchni. Ponadto informacje somatosensoryczne są wykorzystywane w celu reagowania na zmiany położenia ciała względem płaszczyzny podporu (Bove *i in.*, 2001), a jakiegokolwiek formy zaburzeń tego układu przekładają się na zaburzenia stanu równowagi ciała (Kavounoudias *i in.*, 1999).

Narząd wzroku jest odpowiedzialny głównie za przemieszczenia środka nacisku stóp na podłoże (COP) w kierunku przednio-tylnym, natomiast układ somatosensoryczny - w kierunku boczno-przyśrodkowym (Day *i in.*, 1993). Wielu autorów zwraca uwagę na obniżenie sprawności układu somatosensorycznego wraz z wiekiem, które w istotny sposób upośledza orientację przestrzenną oraz kontrolę równowagi szczególnie w płaszczyźnie horyzontalnej (Day *i in.*, 1993; Westlake, Wu i Culham, 2007).

Proces utrzymywania równowagi wiąże się również z wydatkiem energetycznym, gdzie tylko skoordynowana praca mięśni zapewnia minimalizację wkładu energetycznego i efektywne utrzymanie równowagi ciała (Riemann i Lephart, 2002; Saulicz, 2003). Warto przy tym zauważyć, że idealna równowaga u stojącego człowieka praktycznie nie istnieje, a ludzkie ciało cały czas chwieje się wokół pewnego punktu. Większa amplituda tych ruchów oznacza gorszą równowagę (Shumway-Cook i Woollacott, 2001), zwiększony wydatek energetyczny i niepotrzebne napięcia mięśni posturalnych. Wzmożone napięcia mięśniowe przyczynia się do deficytów propriocepcji oraz zaburzeń w utrzymaniu stabilności posturalnej (Lord, Clark i Webster, 1991). Wiadomo również, że zmiany aferentne w obrębie mięśni posturalnych powodują zmniejszenie zdolności kontroli nad kończynami dolnymi ciała (Ashton-Miller *i in.*, 2001).

Dzięki badaniom na platformie stabilograficznej możliwy jest pomiar sprawności układu równowagi oraz zachodzących w nim zmian pod wpływem zastosowania czynnika

zewnątrznego. Badania równowagi, w których człowiek stoi swobodnie i nie wykonuje żadnych zadań ruchowych (destabilizujących), nazywamy statycznymi. Ich przeciwieństwem są badania dynamiczne polegające na wykonywaniu określonych i powtarzalnych czynności ruchowych (Kuczyński *i in.*, 2012).

W dotychczasowej literaturze wyniki nielicznych badań opisujących wpływ leczenia manipulacyjnego na zdolność utrzymania równowagi statycznej ciała nie są jednoznaczne (Méndez-Sánchez *i in.*, 2014; Son, Park i Park, 2014; Goertz *i in.*, 2016). Stąd podjęto się tego typu badań, które rozszerzą wiedzę, dostarczając informacji o wpływie manipulacji SIJ na proces utrzymywania równowagi statycznej ciała.

2.3. Wpływ manipulacji na zakres ruchu w stawach

Prawidłowa obszerność ruchu w stawach człowieka to ważny wskaźnik zdrowia ogólnego i podstawa oceny sprawności układu kostno-stawowego. Aktualnie dostępnych jest wiele nowoczesnych przyrządów i nieinwazyjnych metod pozwalających na zbadanie zakresu ruchu (ROM - ang. *range of motion*). Spośród nich należy wyróżnić elektrogoniometr, który zapewnia swobodę ruchu badanej osobie, co jest bardzo ważne ze względu na zachowanie naturalnej osi ruchu. Niektóre oprzyrządowanie pomiarowe może wymuszać nienaturalną oś, która może mieć wpływ na rzeczywisty ROM i wynik pomiaru. Nie bez znaczenia jest również możliwość nieinwazyjnego i łatwego umocowania czujników, które w elektrogoniometrii są odporne na odchylenia od osi pomiaru i przesunięcia liniowe, pozostając jednocześnie wystarczająco wrażliwymi do zbierania cennych i znaczących klinicznie danych. Wykonanie precyzyjnych pomiarów możliwe jest zatem nie tylko w wyizolowanych ruchach i stawach, lecz również w zespołach stawowych (np. odcinek lędźwiowy kręgosłupa). Te założenia doskonale spełnia giętki elektrogoniometr tensometryczny Penny & Giles [Biometrics Ltd, Gwent, UK], który został wykorzystany do zebrania danych w niniejszej pracy. Przeznaczony jest on do pomiarów statycznych i dynamicznych ruchów kątowych w stawach kręgosłupa (Lewandowski, 2006; Bartkowiak *i in.*, 2009).

W literaturze tematycznej mało jest informacji o mierzalnych zmianach biomechanicznych, które zachodzą w ciele pod wpływem manipulacji stawów. Dzięki leczeniu manipulacyjnemu możliwy jest wpływ na regulację funkcji stawów kręgosłupa, zarówno w warunkach klinicznych jak i eksperymentalnych. Manipulacje wykorzystują element mechaniczny powodujący chwilowe odkształcenia tkanek otaczających i stawów kręgosłupa, co nie zostaje bez wpływu na ROM (Maigne i Vautravers, 2003; Vernon i Mrozek, 2005; Herzog, 2010). Terapia umożliwia ruch kręgów w kierunku ich normalnej, fizjologicznej

bariery, bez przekraczania i naruszania granic anatomicznej integralności (Ianuzzi i Khalsa, 2005; Vernon i Mrozek, 2005). W wyniku tego ruchu mobilność elementów kostnych i rozciągnięcie torebki stawowej zwiększa się, umożliwiając przywrócenie fizjologicznego ruchu w stawie (Ianuzzi i Khalsa, 2005). Nie dowiedziono jednak większej efektywności zabiegu ze słyszalnym dźwiękiem kawitacji w czasie wykonywania terapii w porównaniu do terapii, w których ten dźwięk nie wystąpił (Suter, McMorland i Herzog, 2005; Mourad *i in.*, 2019).

Dla lepszego zrozumienia wpływu leczenia manipulacyjnego na ROM, potrzebne jest spojrzenie na efekty manipulacji wewnątrz i na zewnątrz stawu w otaczających go strukturach. Teoretycznie wszystkie struktury i tkanki posiadające anatomicznie bezpośredni lub bliski związek z leczonym stawem będą pod wpływem manipulacji np. mięśnie, rozciągna, receptory okołostawowe, ścięgna, więzadła, dyski i chrząstki stawowe. Pojedynczo lub w różnych kombinacjach mogą one stanowić powód dysfunkcji stawu i przyczynę bólu zmieniając propriocepcję danego obszaru ciała lub aktywując aferentację nocyceptywną. Warto podkreślić, że prawidłowo przeprowadzone leczenie powinno wpływać na kilka lub wszystkie z wymienionych struktur (Millan *i in.*, 2012).

Efektom manipulacji jest jej wpływ na pobudliwość odruchów rdzeniowych (Dishman i Burke, 2003), odkręgosłupową regulację temperatury skóry (Roy, Boucher i Comtois, 2010), aktywność wisceralną (Bolton i Budgell, 2012) i aktywność bioelektryczną mięśni przykręgosłupowych (DeVocht, Pickar i Wilder, 2005; Lehman, 2012). Podejrzewa się również jej wpływ na pobudliwość motoneuronów (Pickar, 2002), wzrost siły mięśniowej (Pedrelli, Stecco i Day, 2009; Botelho i Andrade, 2012), zmianę organizacji sensomotorycznej (Taylor i Murphy, 2008) oraz wpływ na regulację bólu w rogach tylnych rdzenia kręgowego (Bialosky *i in.*, 2009). Jednakże niejasnym pozostaje, jak te efekty wpływają na pracę stawów pod względem biomechanicznym, co mierzalne jest poprzez ROM. Udowodniono, że manipulacje stawów mogą zmniejszać ból (Coronado *i in.*, 2012; Millan *i in.*, 2012), wtedy zrozumiałym jest, że zakres ruchu może ulec zwiększeniu, wcale nie wpływając na tkanki i struktury okołostawowe. Jednakże ROM może ulec zmianie niezależnie od tego, czy leczone miejsce było wcześniej bólowe czy nie. Dlatego ważnym jest, by określić specyficzny wpływ i charakter leczenia manipulacyjnego na zakres ruchu w stawach.

2.4. Leczenie manipulacyjne a elektrofizjologiczna aktywność mięśniowa

Fizjologiczne zmiany w stanie błon komórkowych włókien mięśniowych stymulują powstawanie sygnałów bioelektrycznych, które są wykrywalne przy pomocy elektromiografii

(EMG). EMG jest techniką eksperymentalną umożliwiającą uzyskiwanie, nagrywanie i analizę sygnałów elektrofizjologicznych, której celem jest ocena funkcji układu mięśniowego, a także obwodowego układu nerwowego. Klasyczne badania sztucznej odpowiedzi mięśnia na zewnętrzną stymulację w warunkach statycznych nazywa się EMG neurologicznym. Inną formą pomiaru aktywności bioelektrycznej mięśni jest EMG kinezyologiczne, które można opisać jako badanie aktywności nerwowo-mięśniowej w czasie wykonywania zadań postawy, ruchów funkcjonalnych lub podczas pracy, treningu czy rehabilitacji (Konrad, 2005). Pomiarów można dokonać za pomocą elektrod igłowych (EMG klasyczne) albo w postaci nieinwazyjnego badania powierzchniowego (sEMG - ang. *surface electromyography*), w którym wykorzystuje się elektrody przyklejane do powierzchni skóry. Dzięki zastosowaniu elektrod powierzchniowych możliwe jest łatwe i bezbołowe zebranie pomiarów w czasie realizacji obszernych zadań ruchowych. Jednak wpływ na jakość rejestrowanego sygnału sEMG ma wiele czynników zewnętrznych m.in. jakość sprzętu, obróbka danych, technika przyklejania elektrod, przygotowanie skóry i panujące warunki atmosferyczne. Pomimo tych trudności, sEMG jest wykorzystywane w diagnostyce połączeń nerwowo-mięśniowych, pomiarze efektywności realizacji zadań ruchowych, pomiarach siły mięśniowej i analizie procesów zachodzących w układzie nerwowo-mięśniowym. Badanie umożliwia stosunkowo łatwą do wykonania i dokładną ocenę funkcjonalną pacjenta, co przekłada się na możliwość szybkiego rozpoznania choroby, a następnie monitorowanie postępów w czasie rehabilitacji i reedukacji motorycznej, sportowej czy zawodowej.

Elektrofizjologiczna aktywność mięśniowa może ulegać podwyższeniu oraz utrzymywać się w postaci nadmiernego napięcia włókien mięśniowych w następstwie stawowej dysfunkcji kręgosłupa (Maigne i Vautravers, 2003; Herzog, 2010; Millan *i in.*, 2012). Na tej podstawie oraz dzięki badaniu palpacyjnemu, DeVocht, Pickar i Wilder (2005) decydowali o wyborze poziomu kręgosłupa, który miał być poddany leczeniu manipulacyjnemu. W badaniu tym sprawdzano hipotezę, która wiązała dysfunkcję stawów kręgosłupa z występowaniem okolicznego wzmożonego napięcia mięśniowego, a w wyniku odblokowania segmentu kręgowego oczekiwano zmniejszenia się napięcia mięśniowego. Rzeczywiste efekty manipulacji odbiegały jednak od tych założeń, ponieważ tylko część włókien uległa rozluźnieniu, a w niektórych przypadkach aktywność EMG uległa nawet zwiększeniu. Podejrzewa się, że przyczyną wzrostu napięcia mięśni może być niekompletna forma przeprowadzonego leczenia, gdzie wykonano tylko pojedyncze manipulacje na potrzeby eksperymentu, a nie zgłębiono całego mechanizmu procesu kompensacyjnego. Stąd nasuwa

się wniossek, że w niektórych przypadkach lepiej nie prowadzić leczenia wcale, jeśli miałyby ono być niekompletne, ponieważ działanie może być odwrotne do zamierzonego.

W badaniach określających wpływ manipulacji SIJs stwierdzono, iż manipulacja HVLA aktywuje mechano-wrażliwe, aferentne receptory (mechanoreceptory) w krążkach międzykręgowych, stawach międzywyrostkowych, więzadłach kręgosłupa, mięśniach przykręgosłupowych (proprioceptory) i skórze (Herzog, Scheele i Conway, 1999; Pickar, 2002). Uważa się również, że zmiana w impulsie aferentnym pochodzącym ze stymulacji tych receptorów, powoduje zmiany poziomu pobudliwości motoneuronu alfa, czego wynikiem jest wzrost aktywności mięśni (Suter *i in.*, 2000; Dishman, Burke i Dougherty, 2018). W terapii metodą HVLA wykorzystuje się te zależności w celu uzyskania efektu leczniczego, jakim jest regulacja napięcia mięśni, redukcja bólu, poprawa funkcji stawów kręgosłupa i symetrii miednicy. W literaturze dowodzi się skuteczności manipulacji (Al-subahi *i in.*, 2017; Christiansen *i in.*, 2018), jednak dowody te są ograniczone i niejednoznaczne (Bronfort *i in.*, 2004; Corso *i in.*, 2019), dlatego zaleca się prowadzenie badań z wykorzystaniem grupy kontrolnej (Thomson, Haig i Mansfield, 2009). Brak standaryzacji metod badawczych jest także powodem trudności w interpretacji i porównaniu dostępnych wyników (Downie, Vemulpad i Bull, 2010; Harper *i in.*, 2017), stąd podjęcie w tej pracy próby sprecyzowania wpływu HVLA na aktywność bioelektryczną mięśni.

3. UZASADNIENIE PODJĘCIA PROBLEMU BADAWCZEGO ORAZ CELE I HIPOTEZY BADAWCZE

3.1. Uzasadnienie podjęcia problemu badawczego

Jednym z najczęstszych problemów zdrowotnych na całym świecie, którego w pewnym momencie swojego życia doświadcza 50-84% dorosłych, jest ból dolnego odcinka kręgosłupa (Volinn, 1997; Rubin, 2007; Balagué *i in.*, 2012; Fatoye, Gebrye i Odeyemi, 2019). Ocenia się, że 10% do 25% tych osób odczuwa ból z powodu dysfunkcji SIJ (Raj, Ampat i Varacallo, 2020). Pomimo globalnego rozpowszechnienia tego problemu, często jest on bagatelizowany w porównaniu z innymi chorobami, które powodują wysoką śmiertelność, jak nowotwory czy choroby zakaźne. Tymczasem problemy z bólem pleców są jednym z głównych czynników ograniczających jakość życia, aktywność fizyczną i możliwość pracy zarobkowej. W Polsce nawet 72% osób z bólem pleców odczuwa zmniejszenie codziennej aktywności, a 38% zgłasza spadek produktywności (Tymecka-Woszczerowicz *i in.*, 2015). Sytuacja jest również niepokojąca ze względu na wzrastające ryzyko występowania zaburzeń mięśniowo-szkieletowych wraz z wiekiem (Lewandowski *i in.*, 2011). Według prognoz GUS (Głównego Urzędu Statystycznego) liczba osób powyżej 65 roku życia podwoi się w Polsce do 2030 roku i będzie stanowiła ponad 10 milionów mieszkańców, tj. ok. 27% populacji kraju (Tymecka-Woszczerowicz *i in.*, 2015). Podobna sytuacja ma miejsce we wszystkich państwach członkowskich Unii Europejskiej. Istnieje zatem ryzyko wzrastającego obciążenia budżetu państw kosztami leczenia i utrzymywania chorych, z jednoczesnym czasowym a nawet całkowitym wyłączeniem ich z pracy zarobkowej. Niekontrolowany rozwój takiej sytuacji może wywołać poważne skutki ekonomiczne i społeczne. Powyższe prognozy świadczą o potrzebie znalezienia stosownego rozwiązania tej sytuacji, którą może być prowadzenie efektywnego i taniego leczenia oraz prewencja dolegliwości dolnego odcinka kręgosłupa.

W ostatnich latach w wielu badaniach poszukiwano efektywnych sposobów leczenia bólu kręgosłupa. Aktualnie wielu lekarzy stawia na niesteroidowe leki przeciwzapalne, opioidy i leki neurotropowe lub zastrzyki steroidowe i zabiegi chirurgiczne jako główne narzędzia lecznicze (Salzberg i Manusov, 2013). Ze względu na potencjalne lub pozorne ryzyko związane z tymi narzędziami (Deyo *i in.*, 2009), popularne stały się podejścia nefarmakologiczne, które generują minimalne zdarzenia niepożądane. Pod uwagę bierze się szeroki wachlarz terapii obejmujących działania fizykalne i manualne (w tym terapię manipulacyjną kręgosłupa), terapię behawioralną oraz ćwiczenia fizyczne (Chou *i in.*, 2007; Kizhakkeveetil, Rose i Kadar, 2014).

Naukowe opinie na temat skuteczności manipulacyjnej terapii kręgosłupa są niejednoznaczne, a niekiedy nawet sprzeczne. Niektóre prace sugerują, że brakuje dowodów na to, że manipulacyjna terapia kręgosłupa może być lepsza w porównaniu do innych standardowych metod leczenia (Shekelle *i in.*, 1992; Koes *i in.*, 1996). Jednakże przeglądy systematyczne z ostatnich 20 lat sugerują, że manipulacje i mobilizacje kręgosłupa są realnymi sposobami leczenia bólu. Skuteczność tych zabiegów może się jednak różnić w zależności od czasu trwania objawów i sposobu stosowania interwencji, co powoduje trudności w ustaleniu efektywności terapii. (Bronfort *i in.*, 2004; Furlan *i in.*, 2012).

W świetle powyższego bardzo potrzebne jest określenie efektywności terapii manipulacyjnej kręgosłupa. Stąd, w ramach pracy doktorskiej, podjęto się przeprowadzenia badania pozwalającego na pozyskanie informacji na temat wpływu tej terapii na obiektywne wskaźniki oceniające stan układu ruchu u młodych, aktywnych osób asymptomatycznych. Postanowiono położyć nacisk na rozpoznanie i leczenie dysfunkcji SIJs na wczesnym etapie choroby (pacjenci asymptotyczni) jako przyczyny bólu kręgosłupa.

Przedmiotem badań jest sprawdzenie, jaki jest wpływ manualnego uruchomienia stawu SI poprzez manipulację z kawitacją u pacjentów bezbólowych, ale wykazujących pozytywne wyniki testów na ruchomość stawów miednicy. Wyniki pozwolą lepiej zrozumieć, czy zablokowanie stawu jest oznaką dysfunkcji o bardziej złożonym podłożu i jego uruchomienie ma tylko niewielki wpływ na statykę ciała oraz funkcję struktur kostno-mięśniowych, czy zabieg ma jednak korzystny wpływ na organizm i jeśli tak, to na czym polega słuszność jego stosowania. Możliwe będzie także wykorzystanie wyników w określeniu przydatności metody manipulacji stawu krzyżowo-biodrowego w profilaktyce, poprzez wcześniejsze zmniejszanie kompensacji zachodzących w postaci rotacji miednicy i zablokowań jej stawów, które prowadzą do dolegliwości bólowych.

Wyniki podjętych badań pozwolą na określenie zasadności i efektywności prowadzenia taniego i stosunkowo łatwego leczenia manipulacyjnego oraz na podejmowanie właściwych decyzji leczniczych, adekwatnych i wystarczających na danym etapie choroby i w profilaktyce.

Niniejsze badania wpisują się w Ogólnopolski Program Profilaktyki Przewlekłych Bólów Kręgosłupa na lata 2019-2023, opracowany przez grupę roboczą ds. chorób kręgosłupa

prowadzoną w Ministerstwie Zdrowia pod kierunkiem prof. Brygidy Kwiatkowskiej w 2018 roku.¹

3.2. Cele i hipotezy badawcze

Cel główny

Celem niniejszej pracy jest określenie wpływu zastosowania metody manipulacyjnego leczenia hipomobilności stawu SI na zdolność utrzymania równowagi statycznej, wartości kątowe i ruchomość odcinka lędźwiowego kręgosłupa oraz aktywność bioelektryczną mięśni u osób asymptomatycznych.

Cele szczegółowe

W ramach celu głównego wyodrębniono następujące cele szczegółowe:

1. Ocena różnic przemieszczenia COP w swobodnym staniu przed (PRE) i po (POST) manipulacji w grupach: eksperymentalnej i kontrolnej oraz między tymi grupami.
2. Porównanie zmian wartości kątowych lordozy lędźwiowej oraz ruchomości odcinka lędźwiowego kręgosłupa w swobodnym staniu PRE i POST w grupach: eksperymentalnej i kontrolnej oraz między tymi grupami.
3. Ocena różnic aktywności bioelektrycznej mięśni w swobodnym staniu PRE i POST w grupach: eksperymentalnej i kontrolnej oraz między tymi grupami.

Hipotezy badawcze

1. Zabieg manipulacji stawu krzyżowo-biodrowego jest skuteczny w normalizacji statyki ciała.
2. Zabieg manipulacji stawu krzyżowo-biodrowego przywraca optymalną ruchomość w lędźwiowym odcinku kręgosłupa.
3. Zabieg manipulacji stawu krzyżowo-biodrowego reguluje aktywność bioelektryczną wybranych mięśni.

¹ PODSTAWA PRAWNA OPRACOWANIA PROGRAMU POLITYKI ZDROWOTNEJ 48 ust. 1 ustawy z dnia 27 sierpnia 2004 r. o świadczeniach opieki zdrowotnej finansowanych ze środków publicznych (Dz. U. z 2017 r. poz. 1938, 2110, 2217, 2361 i 2434)

4. MATERIAŁ I METODY

4.1. Uczestnicy badań

Projekt niniejszych badań został pozytywnie zaopiniowany przez Komisję Bioetyczną przy Uniwersytecie Medycznym im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu (decyzja nr 63/15). oraz przez Międzynarodowy Rejestr Badań Klinicznych (ClinicalTrials.gov) i otrzymał numer ewidencyjny NCT04387032.

Wielkość próby koniecznej do zasilenia badania została określona na etapie planowania badania przy użyciu oprogramowania G*Power 3.1.9. Ustalono standardowy próg $\alpha=0,05$, następnie określono dopuszczalny poziom mocy testu $1-\beta=0,90$ i oczekiwany umiarkowany rozmiar efektu $\eta^2=0,30$ dla interakcji między nimi.

Do badań w formie elektronicznej zaproszono studentów AWF w Poznaniu. Przed przystąpieniem do badań zostali poinformowani o celu i sposobie ich przeprowadzenia oraz rodzaju zastosowanych metod. Udział w eksperymencie był dobrowolny i bezpłatny. Uczestnicy mogli w każdej chwili zrezygnować ze współpracy w badaniach. Uzyskali zapewnienie, że pozyskane dane będą wykorzystywane wyłącznie do celów naukowych, a ich przetwarzanie będzie w pełni anonimowe.

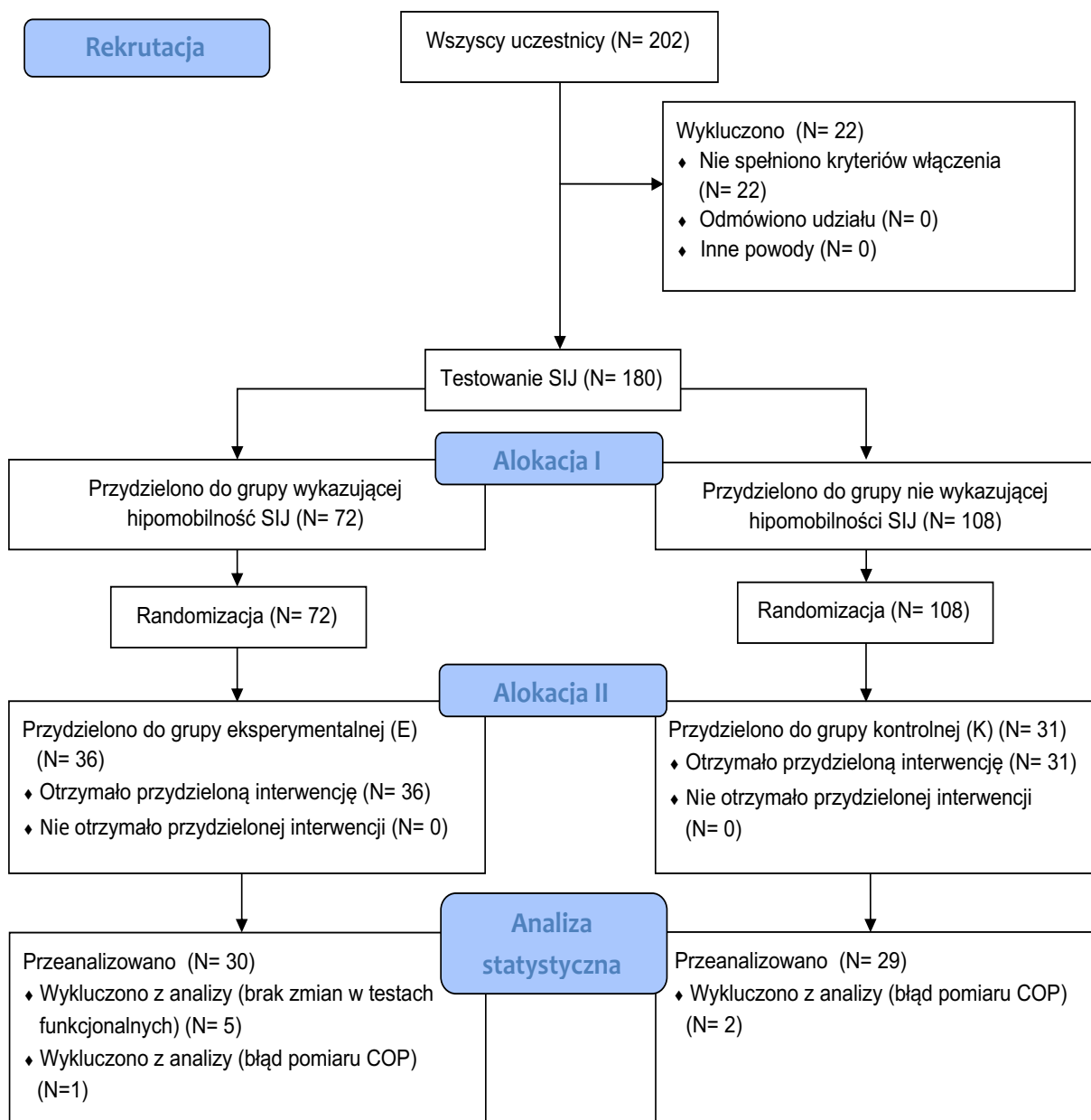
Pierwszym krokiem było przeprowadzenie wywiadu z 202 osobami, które odpowiedziały na zaproszenie, na podstawie którego wykluczono 22 osoby charakteryzujące się LBP, objawami neurologicznymi, problemami reumatycznymi, przebyłym lub trwającym leczeniem ortopedycznym czy też operacyjnym w okolicy kręgosłupa lędźwiowego i miednicy. Cięża i anatomiczna różnica długości kończyn dolnych przekraczająca 5 mm była również kryterium wykluczającym.

Kolejnym krokiem było przeprowadzenie wśród 180 studentów objętych projektem badania funkcjonalnego (testy mobilności SIJ), które pozwoliło na rozpoznanie hipomobilności u 72 osób. Z grupy osób z hipomobilnością wybrano losowo 36 osób i włączono je do grupy eksperymentalnej (E). Spośród 108 osób bez hipomobilności, 31 osób zostało losowo wybranych do grupy kontrolnej (K). Do randomizacji wykorzystano tabelę liczb losowych. Badani nie wiedzieli, do jakiej grupy zostali przyporządkowani.

Następnie badanie każdego uczestnika polegało na wykonaniu pomiarów podometrycznych, goniometrycznych i elektromiograficznych przed procedurą mobilizacji SIJs w grupie E lub w tychże pomiarów przed zabiegiem placebo w grupie K oraz powtórny wykonaniu testów funkcjonalnych i pomiarów podometrycznych, goniometrycznych i elektromiograficznych w obu grupach po zabiegu.

Ogólnymi kryteriami włączenia do badań były: posiadanie statusu studenta AWF Poznań, co najmniej dobra sprawność fizyczna (wskaźnik BMI (ang. *body mass index*) na średnim poziomie $\bar{X}=22,51$ i odchyleniu standardowym $SD=2,57$), wiek w zakresie 19-24 lata ($\bar{X}=21$, $SD=1,94$), wyrażenie pisemnej zgody na udział w badaniu, asymptomatyczność w postaci braku objawów bólowych odcinka LS kręgosłupa, brak występowania kryteriów dyskwalifikujących oraz brak przeciwwskazań zdrowotnych do wykonania zabiegu manipulacji.

W trakcie normalizacji grupy na etapie analizy danych odrzucono 8 osób, które nie spełniły założonych kryteriów, dlatego ostatecznie liczba wszystkich uczestników wyniosła 59 (22 mężczyzn i 37 kobiet). Grupa K (N=29) obejmowała osoby, które wykazywały negatywną odpowiedź PRE na wszystkie testy funkcjonalne SIJ i charakteryzowały się brakiem hipomobilności w SIJ. Grupa E (N=30) składała się z osób wykazujących PRE hipomobilność SIJ po co najmniej jednej stronie ciała (tj. pozytywną odpowiedź na co najmniej 3 z 5 wykonanych testów funkcjonalnych SIJ), w której skuteczność procedury była potwierdzona przez odnotowanie negatywnych wyników testów ruchomości SIJs POST, a podczas zabiegu słyszalny był dźwięk kawitacji. Schemat blokowy CONSORT (ang. *Consolidated Standards of Reporting Trials*) (Ryc. 1) podsumowuje informacje o badanej populacji, próbie i przeprowadzonej analizie.



Rycina 1. Schemat doboru pacjentów do badanych grup wg CONSORT

4.2. Zastosowane metody pomiarowe

4.2.1. Testy funkcjonalne

Kwalifikacja badanych do grupy eksperymentalnej i kontrolnej prowadzona była przez badacza z 7-letnim doświadczeniem w stosowaniu technik terapii manualnej. W tym celu wykonano następujące testy ruchomości stawów krzyżowo biodrowych:

1. Test wyprzedzania w przód (ang. *standing forward flexion test*): pacjent w pozycji stojącej, kolana w wyprostie, kciuki badacza utrzymują kontakt z dolną częścią kolców biodrowych tylnych górnych (PSIS - ang. *posterior superior iliac spine*) (Ryc. 2). Ocenie podlega symetria przemieszczenia PSIS w kierunku kranialnym i przednim podczas skłonu w przód oraz różnica w stosunku do strony przeciwnej. W przypadku występowania napięcia mięśni kulszowo-goleniowych wynik może być fałszywie dodatni, dlatego należy powtórzyć go w siadzie lub z lekko zgiętymi kolanami (Anderson *i in.*, 1992; Adamczewski, Grabowska i Kujawa, 2010).



Rycina 2. Wykonanie testu wyprzedzania w przód [materiały własne]

2. Test wyprzedzania w tył (ang. *one leg standing/Stork/Gillet test*): pacjent w pozycji stojącej, palpacja PSIS strony badanej oraz poziomu S2 na kości krzyżowej (Ryc. 3). Badany podnosi zgiętą w kolanie kończynę dolną do 90 stopni. W czasie zginania stawu biodrowego w pozycji stojącej badacz obserwuje przemieszczenie PSIS w dół i przyśrodkowo względem S2 (Anderson *i in.*, 1992; Adamczewski, Grabowska i Kujawa, 2010). Zaburzenie tego ruchu oznacza dysfunkcję rotacji tylnej kości biodrowej po stronie ipsilateralnej.



Rycina 3. Wykonanie testu wyprzedzania w tył [materiały własne]

3. Pomiar objawu Derbolowsky'ego (ang. *long sitting test*) został wykonany według kryteriów ustalonych przez Bemis i Daniel (Bemis i Daniel, 1987; Arab *i in.*, 2009) (Ryc. 4). Pozwala on określić stronę dysfunkcyjną oraz kierunek przedni lub tylny w jakim ustawiona jest kość biodrowa względem kości krzyżowej. W czasie podnoszenia tułowia z pozycji leżenia tyłem do siadu prostego, obserwowany jest poziom kostek przyśrodkowych i zmiana ich położenia względem siebie. Jeśli kość biodrowa zablokowana jest w rotacji przedniej, to kończyna po tej stronie będzie dłuższa w leżeniu, ale krótsza w siadzie. W przypadku rotacji tylnej, kończyna zablokowana będzie krótsza w leżeniu, ale dłuższa w siadzie.



Rycina 4. Wykonanie testu Derbolowsky'ego [materiały własne]

4. Test przywiedzenia kończyny dolnej: pacjent w leżeniu tyłem, wymagana jest stabilizacja kolca biodrowego przedniego górnego (ASIS - ang. *anterior superior iliac spine*), po czym następuje przywiedzenie kończyny dolnej zgiętej w stawie biodrowym i kolanowym (Ryc. 5). Po stronie ograniczonej kąt przywiedzenia będzie mniejszy w porównaniu ze stroną zdrową. Test ma charakter przesiewowy, gdyż może wystąpić blokada stawu bez ograniczenia przywiedzenia w przypadku nadruchości stawu biodrowego, jednak ze względu na prostotę wykonania jest wartościowym wskaźnikiem (Adamczewski, Grabowska i Kujawa, 2010).



Rycina 5. Wykonanie testu przywiedzenia [materiały własne]

5. Palpacja PSIS w ograniczonym obwodzeniu stawu biodrowego: pacjent w pozycji leżenia tyłem z kończyną dolną zgiętą w stawach biodrowym i kolanowym, badacz w pozycji pólśiedzącej na kozetce, twarzą w stronę pacjenta (Ryc. 6). W celu zbadania ruchomości lewego SIJ, badacz palpuje bruzdę stawu przyśrodkowo od PSIS ręką prawą, a ręką lewą i tułowiem stabilizuje kończynę dolną pacjenta, którą wykonuje jednocześnie ruch obwodzenia w stawie biodrowym. Ocenie podlega jakość, zakres ruchu i napięcie okolicznych tkanek. Możliwa jest dodatkowa aplikacja kompresji lub trakcji w celu wyczucia bariery ruchu i rotacji przedniej lub tylnej kości biodrowej.



Rycina 6. Wykonanie testu obwodzenia [materiały własne]

W literaturze tematycznej można spotkać się z opinią, że większość testów ruchomości stawów SI obarczonych jest błędem trafności i rzetelności, w sytuacjach, gdy są wykonywane pojedynczo (Herzog *i in.*, 1989; van der Wurff, Meyne i Hagmeijer, 2000; Robinson *i in.*, 2007). Stwierdzono jednak, że wykonanie większej ilości testów zwiększa trafność diagnozy (Bemis i Daniel, 1987; Laslett, 2008; Arab *i in.*, 2009). Z tego powodu wykonano po 5 testów ruchomości SIJs i uzupełniające, obustronne pomiary poziomów PSIS, ASIS oraz grzebieni biodrowych. W każdym przypadku odchylenie od symetrii było zapisywane.

Na podstawie wyników testów funkcjonalnych badane osoby zakwalifikowano do grupy eksperymentalnej i kontrolnej. Do grupy K (N=29) przyporządkowano osoby, które prezentowały negatywną odpowiedź na wszystkie testy ruchowe SIJ i odznaczały się brakiem asymetrii i dolegliwości miedniczno-krzyżowych.

Do grupy E (N=30) przyporządkowano osoby wykazujące pozytywną odpowiedź na co najmniej 3 z 5 powyższych testów ruchomości SIJs. Badani nie wiedzieli, do jakiej grupy zostali przyporządkowani.

4.2.2. Manipulacja eksperymentalna

Osobom z zablokowanym jedno lub dwustronnie SIJ, stanowiącym grupę eksperymentalną przeprowadzano manipulację stawu zablokowanego. Osoby bez zablokowanych SIJs stanowiły grupę kontrolną, która została poddana manipulacji placebo.

Przebieg manipulacji eksperymentalnej (Ryc. 7): pacjent leżąc bokiem na stronie zdrowej z tułowiem zrotowanym w stronę dysfunkcyjną i zgiętą kończyną dolną w stawach

biodrowym i kolanowym, dłonie ułożone na dolnych żebrach po tej samej stronie. Terapeuta umożliwiał wstępne rozluźnienie tkanek i ręką stabilizującą wybierał barierę ruchową. Następnie ręką zabiegową wprowadzał impuls leczniczy przez talerz kości biodrowej w kierunku dolnym, jednocześnie nadając kości biodrowej rotację tylną lub przednią - przeciwną do występującej dysfunkcji. Jeśli podczas manipulacji nie był słyszalny dźwięk kawitacji, technika była powtarzana. W grupie kontrolnej procedura zabiegu placebo wyglądała w ten sam sposób, jednak nie wprowadzano siły zewnętrznej w postaci impulsu leczniczego.



Rycina 7. Sposób wykonania manipulacji SIJ [materiały własne]

4.2.3. Pomiar wartości podometrycznych

Po przeprowadzeniu testów funkcjonalnych, uczestnicy badania kierowani byli na pomiar podometryczny (Ryc. 8). Pomiar wykonany został dwukrotnie - przed i po manipulacji SIJs. Do badania wykorzystano platformę PEL 38 firmy Medicapteurs. Umożliwia ona prowadzenie pomiarów zarówno statycznych jak i dynamicznych, współpracując z oprogramowaniem TWINN w systemie Windows. Sprzęt zaprojektowano i przetestowano w czołowych centrach medycznych w Europie oraz wprowadzono do użytku w USA przez Physical Support Systems (Woodle, 1993; Clark *i in.*, 2011). Platforma posiada 1024 czujniki o łącznej powierzchni pomiarowej 320x320 [mm] i odpowiednią rozdzielczość do prowadzenia badań rozkładu nacisków stóp oraz śledzenia położenia COP (Bartkowiak *i in.*, 2009). Platforma kalibrowana była automatycznie do masy ciała każdego z badanych, a pomiar wykonywano w pozycji stojącej (frankfurckiej) ze swobodnie zwisającymi kończynami górnymi i głową ustawioną w płaszczyźnie poziomej. Uczestnicy zostali poproszeni o utrzymywanie stabilnej pozycji bez wykonywania zbędnych ruchów i skierowanie wzroku

przed siebie na poziomie oczu (Kuczyński *i in.*, 2012). W czasie badania pacjenci nie mieli dostępu wzrokowego do graficznego zapisu prowadzonego pomiaru w celu uniknięcia próby korekty postawy ciała. Każdy pomiar prowadzony był przez 30 sekund z zapisem aktualnej pozycji COP z częstotliwością 10 klatek na sekundę.

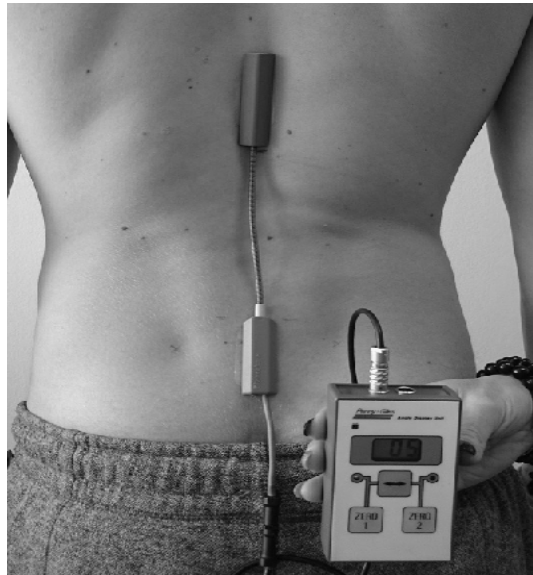


Rycina 8. Pozycja podczas pomiaru podometrycznego [materiały własne]

4.2.4. Pomiar wartości funkcjonalnych kręgosłupa

Do badania zakresu ruchu oraz wartości kątowych krzywizn kręgosłupa wykorzystano elektrogoniometr tensometryczny firmy Penny & Giles. Pomiary przeprowadzono dwukrotnie (PRE i POST) według metodyki pomiarowej Lewandowskiego [2006]. Pozycją wyjściową do badania elektrogoniometrycznego była pozycja stojąca przy równomiernie obciążonych stopach. Kończyny górne ułożone były równoległe do tułowia, a głowa ustawiona w płaszczyźnie poziomej. Czujniki elektrogoniometru mocowane były na skórze badanego za pomocą dwustronnej taśmy goniometrycznej firmy Biometrics Ltd. (Ryc. 9). W celu wykonania pomiarów ruchomości oraz wartości kątowych krzywizny odcinka lędźwiowego kręgosłupa, oba czujniki ustawione były wzdłuż osi długiej ciała w okolicy wyrostków

kolczystych kręgów. Przy pomiarach lędźwiowego odcinka kręgosłupa brzeg dolny górnego czujnika umieszczono na szczycie wyrostka kolczystego Th12, natomiast brzeg górny dolnego czujnika przymocowano na wysokości podstawy kości krzyżowej (S1). Następnie zbadano ruchy zarówno PRE jak i POST manipulacji: zgięcie w przód, zgięcie w tył (wyprost), zgięcie w bok prawy, zgięcie w bok lewy, rotację w stronę prawą, rotację w stronę lewą. Elektrogoniometr był każdorazowo zerowany przed pomiarem wartości kątowych krzywizn kręgosłupa [Lewandowski, 2006].



Rycina 9. Sposób zamocowania czujników w pomiarze elektrogoniometrycznym [materiały własne]

4.2.5. Pomiar aktywności bioelektrycznej mięśni

W niniejszych badaniach wykorzystano 8-kanałowy Elektromiograf DataLog® firmy Biometrics Ltd., Gwent, UK, z oprogramowaniem komputerowym Biometrics DataLog (wersja oprogramowania: 7.50). Urządzenie wyposażone jest w bezprzewodowy system komunikacji z komputerem Bluetooth oraz elektrody powierzchniowe przyklejane do powierzchni skóry. Celem badania było sprawdzenie wpływu manipulacji SIJ na funkcjonowanie mięśni w bliskim i nieco dalszym sąsiedztwie SIJ podczas utrzymywania pozycji stojącej. Badaniu poddano mięśnie posturalne i stabilizujące miednicę, dzięki którym możliwe było zaobserwowanie dostosowywania się napięć mięśniowych w kluczowych segmentach kończyn dolnych i odcinku lędźwiowym kręgosłupa. Z wyjątkiem mięśnia płaszczkowatego, który znajduje się w podudziu, bezpośrednie przyczepy w okolicy SIJs posiadają m. dwugłowy uda, m. naprężacz powięzi szerokiej i m. wielodzielny. Przeprowadzenie badań pilotażowych umożliwiło wielokrotne zmniejszenie ilości badanych mięśni oraz przyspieszenie procesu rejestracji

sygnału bioelektrycznego przy zachowaniu odpowiedniej jakości danych. Możliwe było wytypowanie mięśni reprezentacyjnych dla danych segmentów ciała i wrażliwych na manipulację SIJ. Na ich wybór wpłynęła również stosunkowo odległa topografia i niesynergistyczne funkcjonowanie, które dodatkowo pozwalają na uzyskanie pełniejszego spojrzenia na badany problem.

Badanie przeprowadzono metodą ośmiokanałową z zastosowaniem precyzyjnych, powierzchniowych bipolarnych czujników różnicowych Biometrics Ltd. SX230-1000 z zespolonymi dwoma elektrodami w odległości 20 mm od siebie. Wykorzystany sprzęt zapewnia doskonałą jakość sygnału wejściowego dzięki impedancji wzmacniacza ponad 10.000.000 Ohm, dlatego do badania nie jest wymagany żel zmniejszający oporność skóry. Dwustronna taśma mocująca Biometrics Ltd. T350, wyposażona w fabrycznie wycięte otwory na elektrody, umożliwiła dokładne umocowanie całej powierzchni czujnika na skórze. Za elektrodę referencyjną w postaci elastycznej opaski na rękę posłużył czujnik Biometrics Ltd. R506 Wrist Strap.

Czujniki zostały umiejscowione symetrycznie po obu stronach ciała, z elektrodą referencyjną powyżej nadgarstka, nad dystalną częścią prawej kości promieniowej. W celu uzyskania wysokiej jakości sygnału EMG, wyeliminowaniu licznych artefaktów i zakłóceń sygnału między elektrodami, skórę pod każdym czujnikiem poddano starannemu przygotowaniu wg następującej procedury: usunięcie owłosienia przy użyciu jednorazowych maszynek do golenia oraz kilkusekundowe intensywne przecieranie powierzchni skóry bawełnianym płatkami kosmetycznym nasączonym spirytusem salicylowym do momentu zaczerwienienia skóry, świadczące o dobrych warunkach przewodnictwa.

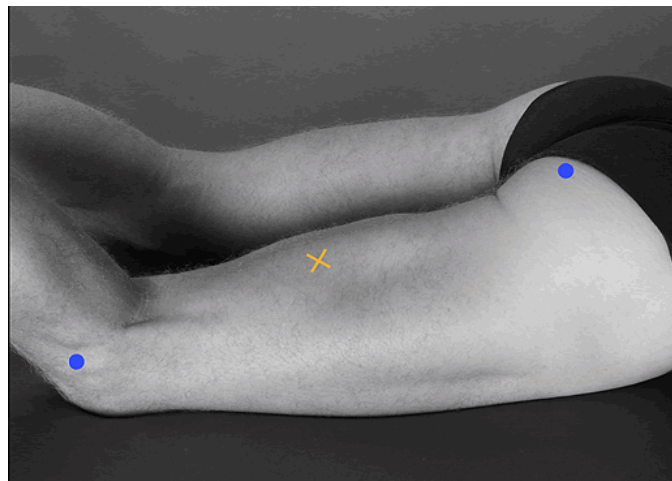
Elektrody mocowano wzdłuż przebiegu włókien mięśniowych, zgodnie z wytycznymi SENIAM. Później następowała kalibracja urządzenia, polegająca na wyzerowaniu czujników przed badaniem, ustawieniem czułości kanałów na 300 mV, częstotliwości próbkowania na 1000/s i zakresu skali na 300 μ V. Po 3 minutach od zamocowania czujników, w czasie których następował spadek impedancji (oporu elektrycznego) skóry, rozpoczynano rejestrację sygnału aktywności bioelektrycznej następujących mięśni:

1. Kanał 1: SO_L (SO - m. płaszczkowaty, ang. *soleus*; L - lewy) i kanał 5: SO_P (P - prawy) - elektrody umieszczano na wysokości 1/3 linii pomiędzy głową kości strzałkowej i kostki przyśrodkowej (Ryc.10).



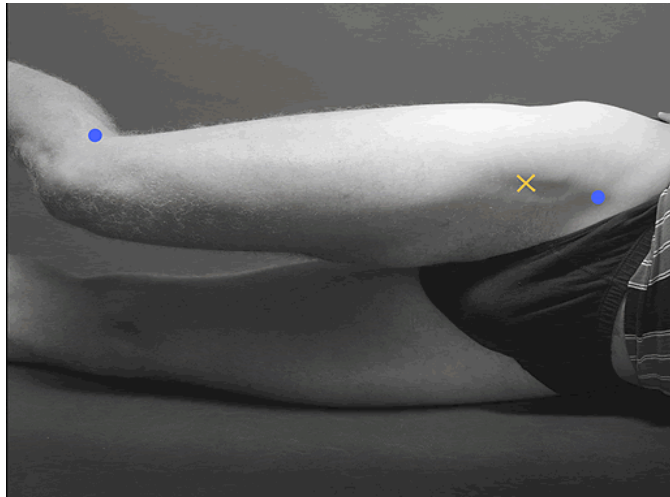
Rycina 10. Umieszczenie elektrod na mięśni płaszczkowatym (SENIAM)

2. Kanał 2: BF_L i kanał 6: BF_P (BF - m. dwugłowy uda, głowa długa, ang. *biceps femoris*) - elektrody umieszczano w połowie linii pomiędzy guzem kości kulszowej a bocznym nadkłykiem kości udowej (Ryc. 11).



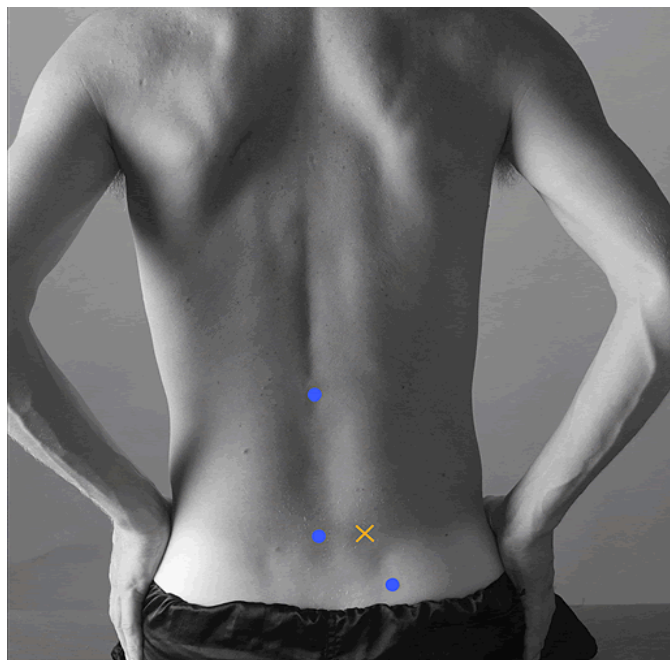
Rycina 11. Umieszczenie elektrod na głowie długiej mięśnia dwugłowego uda (SENIAM)

3. Kanał 3: TFL_L i kanał 7: TFL_P (TFL - m. naprężacz powięzi szerokiej, ang. *tensor fasciae latae*) - elektrody umieszczano w proksymalnej 1/6 linii pomiędzy ASIS a bocznym kłykciem kości udowej (Ryc. 12).



Rycina 12. Umieszczenie elektrod na mięśniu płaszczkowatym (SENIAM)

4. Kanał 4: MUL_L i kanał 8: MUL_P (MUL - m. wielodzielny, ang. *multifidus*) - elektrody umieszczano na linii wyznaczonej przez kaudalny koniec PSIS do przestrzeni międzykręgowej pomiędzy L1 i L2 na wysokości wyrostka kolczystego L5 (Ryc. 13).



Rycina 13. Umieszczenie elektrod na mięśniu wielodzielnym (SENIAM)

Nieprzerwany zapis sygnału EMG prowadzony był w następujących etapach:

1. Pomiar 30-sekundowego sygnału spoczynkowego PRE (Ryc. 14): pacjent przyjmował pozycję leżenia tyłem na kozetce, nieruchomo przynajmniej przez 60 sekund, w tym czasie poproszony był o zrelaksowanie się i rozluźnienie mięśni. Transfer do komputera i podgląd sygnału EMG odbywał się na bieżąco, co umożliwiało badaczowi kontrolowanie momentu, w którym pacjent nie wykonuje żadnej pracy mięśniowej (zdolnej do zarejestrowania przez urządzenie). Celem było uzyskanie sygnału aktywności spoczynkowej mięśni PRE, możliwie zbliżonego do linii podstawowej.



Rycina 14. Przebieg pomiaru spoczynkowego sygnału EMG [materiały własne]

2. Pomiar 30-sekundowego sygnału PRE w czasie swobodnego stania (Ryc. 15): pacjent przyjmował pozycję stania obunóż i utrzymywał ją przynajmniej przez 30 sekund. Należało poinformować pacjenta o niewykonywaniu zbędnych ruchów, co mogłoby wprowadzić napięcia dynamiczne i zmienić warunki pomiaru.



Rycina 15. Przebieg pomiaru posturalnego sygnału EMG [materiały własne]

3. Zabieg manipulacji: zablokowany staw manipulowany był z ciągłą rejestracją sygnału EMG.
4. Zebranie 30-sekundowych sygnałów POST: po zabiegu powtarzano kolejno punkt 1 i 2 w celu zebrania sygnału POST.

Warto podkreślić, że w badaniach z zastosowaniem EMG powszechny jest problem bardzo łatwego wpływu warunków zewnętrznych na warunki detekcji sygnału. Z powodu braku możliwości dokładnego odtworzenia tych samych warunków detekcji sygnału, oddalone od siebie w czasie badania rezultatów eksperymentu, nie mogą być porównywane bezpośrednio ze sobą. Z pomocą przychodzi koncepcja normalizacji MVC, poprzez skalowanie wyników pomiaru EMG do procenta wartości referencyjnej (uzyskanej na drodze uśrednienia kilku dowolnych skurczów maksymalnych). Niestety metoda ta jest obciążona pewnymi niedoskonałościami, które mogłyby zakłócić, a nawet uniemożliwić uzyskanie wiarygodnych danych.

Wyżej wymieniony problem skłonił autora pracy do pomiaru efektów tego eksperymentu w sposób nieprzerwany, włącznie z wykonaniem zabiegu manipulacji i pozycjonowaniem pacjenta na kozetce. Przeprowadzenie wspólnie pomiarów PRE i POST w jednym zapisie i wykonanie ich w krótkim czasie (ok. 5-7 minut na jednego pacjenta), pozwoliło zredukować do minimum zmianę warunków detekcji, dzięki czemu wartości PRE i POST są bezpośrednio porównywalne ze sobą.

4.3. Zastosowane metody statystyczne

Zebrane dane (pomiaru podometryczne, goniometryczne, elektromiograficzne, strona zabiegu, płeć, wiek, masa i wysokość ciała) zostały włączone do bazy danych, którą utworzono w programie Microsoft Excel 365, a obliczenia wykonano w pakiecie programów statystycznych Statistica w wersji 13.

W badaniu normalności rozkładu zmiennych zastosowano trzy testy: test Kołmogorova-Smirnova, test Lillieforsa oraz test Shapiro-Wilka. Wyznaczoną na podstawie statystyki testowej wartość p porównano z poziomem istotności $\alpha \leq 0,05$. Założono, że jeżeli dla któregośkolwiek z tych trzech testów prawdopodobieństwo testowe jest większe lub równe z poziomem istotności α ($p \geq \alpha$), to nie ma podstaw do odrzucenia hipotezy o normalności rozkładu danej zmiennej. Jeżeli dla wszystkich trzech testów $p < \alpha$, odrzucono hipotezę, że rozkład badanej cechy w populacji jest rozkładem normalnym.

W celu zbadania wpływu zabiegu manipulacji HVLA stawów krzyżowo-biodrowych na mierzone zmienne ilościowe w zależności od rodzaju badanej grupy lub strony manipulacji, zastosowano analizę wariancji ANOVA dla powtarzanych pomiarów (PRE i POST). Obliczono również eta-kwadrat cząstkowe (η^2) - tzw. miarę siły efektu. Jej wartość może znajdować się w przedziale od 0 do 1. Uzyskany wynik η^2 pomnożony przez 100% stanowi miarę procentu wariancji zmiennej zależnej wyjaśnionej przez dany efekt (czynnik lub interakcję czynników). Im wyższa wartość η^2 , tym większa proporcja zmienności zmiennej zależnej wyjaśniona jest przez ten efekt.

Dla porównania istotności różnicy pomiędzy parami zmiennych zastosowano szereg testów t-Studenta dla prób zależnych i niezależnych. W niektórych przypadkach dla cech, których rozkład odbiegał od normalnego, wykonano nieparametryczny test Wilcoxon dla par zależnych lub test U Manna-Whitney'a dla par niezależnych. W testach tych wykorzystano także miarę siły efektu d Cohena.

W sytuacji, gdy porównywanych grup było więcej niż dwie, wykorzystano analizę wariancji. W przypadku wykazania istotności różnic między rozpatrywanymi średnimi zastosowano test Tukeya (test post-hoc, zwany testem wielokrotnych porównań), aby dowiedzieć się, które grupy różnią się między sobą.

Dokonano także graficznej interpretacji otrzymanych wyników w postaci różnego typu wykresów.

5. WYNIKI BADAŃ

5.1. Wpływ manipulacji stawu krzyżowo-biodrowego na przemieszczenia środka nacisku stóp w procesie utrzymania równowagi statycznej ciała

5.1.1. Charakterystyka opisowa mierzonych zmiennych ilościowych

Aby określić wpływ zastosowania metody manipulacyjnego leczenia hipomobilności stawu krzyżowo-biodrowego na zdolność utrzymania równowagi statycznej ciała, porównano przemieszczanie się COP w dwóch grupach studentów AWF: eksperymentalnej (30 osób wykazujących hipomobilność SIJ) i kontrolnej (29 osób bez objawów hipomobilności SIJ). Zabieg manipulacji przeprowadzono w grupie eksperymentalnej, a w grupie kontrolnej - zabieg placebo.

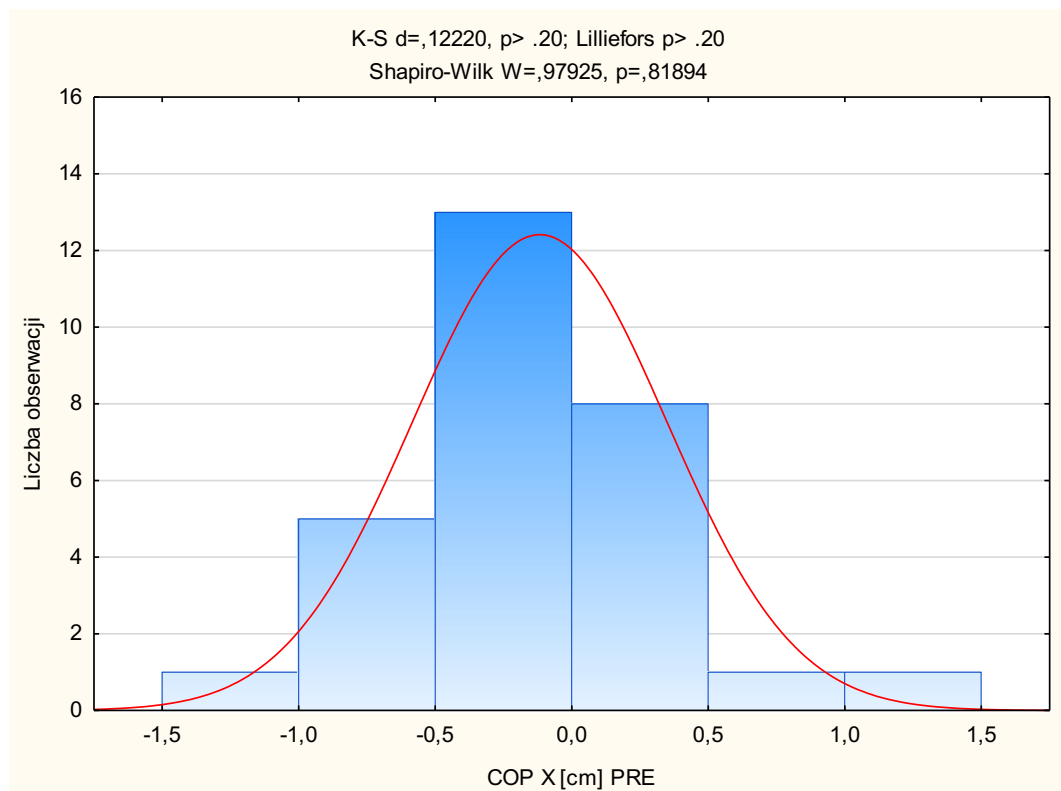
W badaniu normalności rozkładu zmiennych zastosowanie mogą mieć różne testy, z których każdy zwraca uwagę na nieco inne aspekty rozkładu Gaussa. W niniejszej pracy zastosowano trzy testy: test Kołmogorova-Smirnova, test Lillieforsa oraz test Shapiro-Wilka. Test Kołmogorova-Smirnova jest testem stosunkowo konserwatywnym (trudniej przy jego użyciu udowodnić brak normalności rozkładu). Opiera swoje działanie na wyznaczeniu odległości pomiędzy dystrybuantą empiryczną a teoretyczną rozkładu normalnego. Zaleca się jego stosowanie dla licznych prób, jednak powinien być wykorzystany w sytuacji, gdy znana jest wartość średnia i odchylenie standardowe dla populacji, z której pochodzi próba. Wówczas można sprawdzić, czy rozkład zgodny jest z rozkładem zdefiniowanym przez podaną średnią i odchylenie standardowe. Test Lillieforsa jest poprawką testu Kołmogorova-Smirnova, gdy nieznana jest wartość średnia i odchylenie standardowe dla populacji, z której pochodzi próba. Uznawany jest on za nieco mniej konserwatywny od testu Kołmogorova-Smirnova. Test Shapiro-Wilka uznaje się za najlepszy test do sprawdzenia normalności rozkładu zmiennej losowej. Głównym atutem tego testu jest jego duża moc, co ułatwia dowodzenie braku normalności rozkładu.

Krzywe rozkładu badanych zmiennych dotyczących środka nacisku stóp na podłoże przedstawiono na wykresach kolumnowych (ryc.16-35). Badano następujące zmienne:

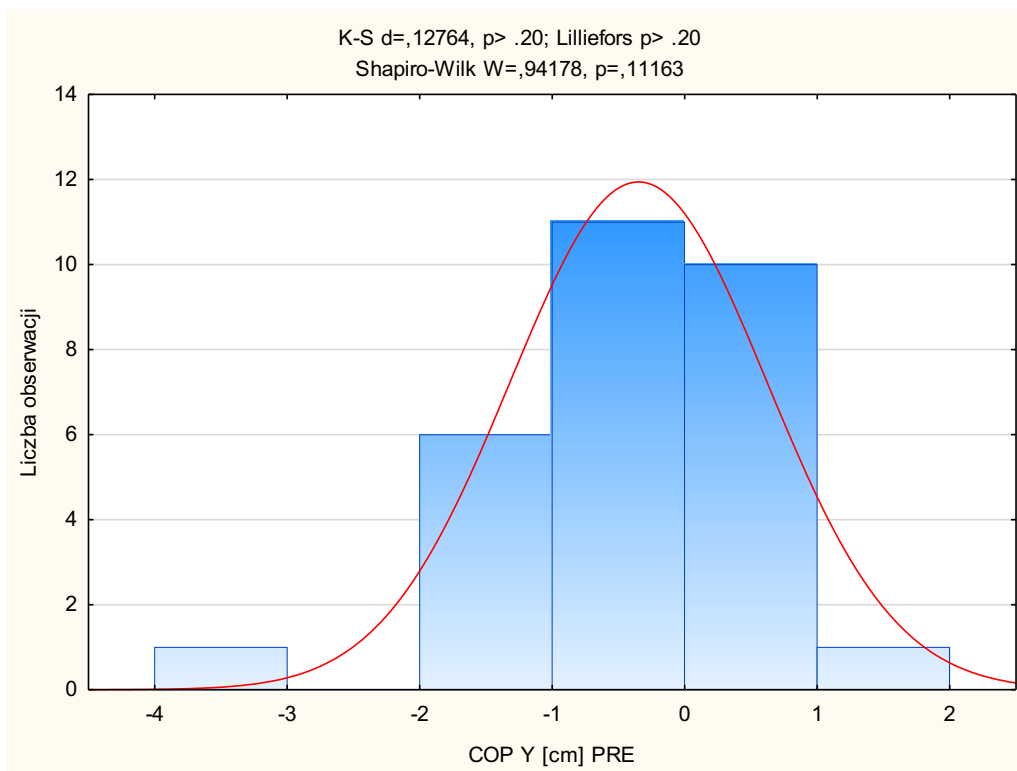
- COP X PRE - przemieszczenie COP w osi X przed manipulacją,
- COP X POST - przemieszczenie COP w osi X po manipulacji,
- COP Y PRE - przemieszczenie COP w osi Y przed manipulacją,
- COP Y POST - przemieszczenie COP w osi Y po manipulacji,
- COP Length PRE - długość drogi przebytej przez COP przed manipulacją,

- COP Length POST - długość drogi przebytej przez COP po manipulacji,
- COP Area PRE - pole drogi przebytej przez COP przed manipulacją,
- COP Area POST - pole drogi przebytej przez COP po manipulacji,
- COP Av.Q-speed PRE - średnia prędkość COP przed manipulacją,
- COP Av.Q-speed POST - średnia prędkość COP po manipulacji.

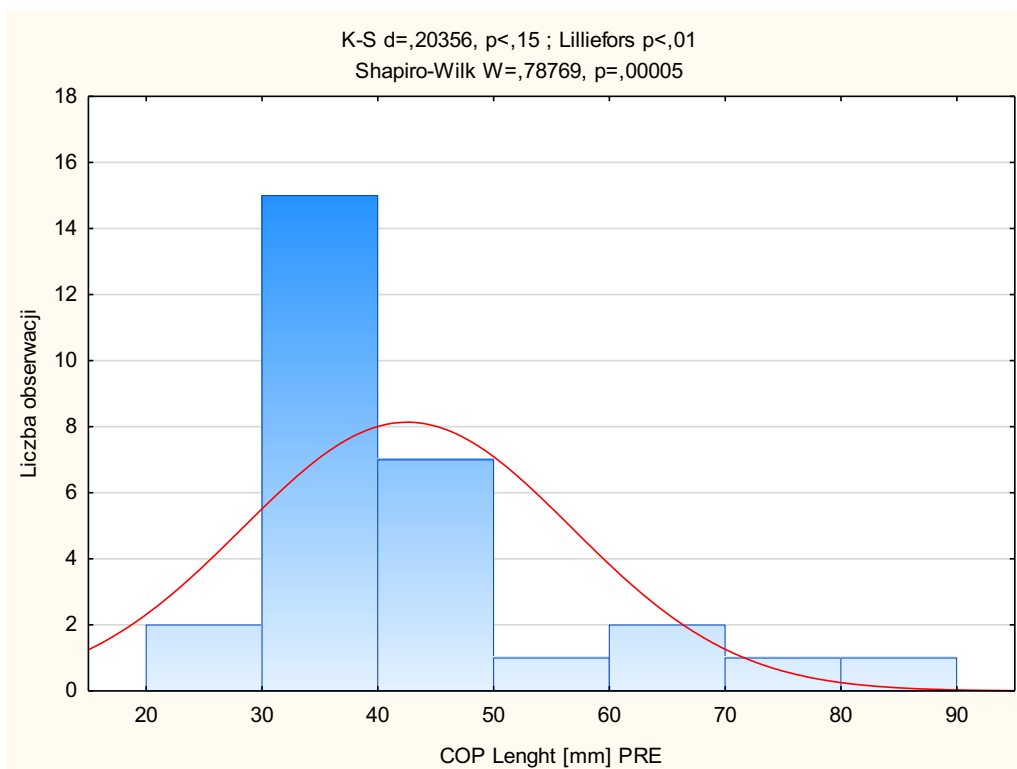
Histogramy przedstawiające rozkłady badanych cech dla grupy kontrolnej



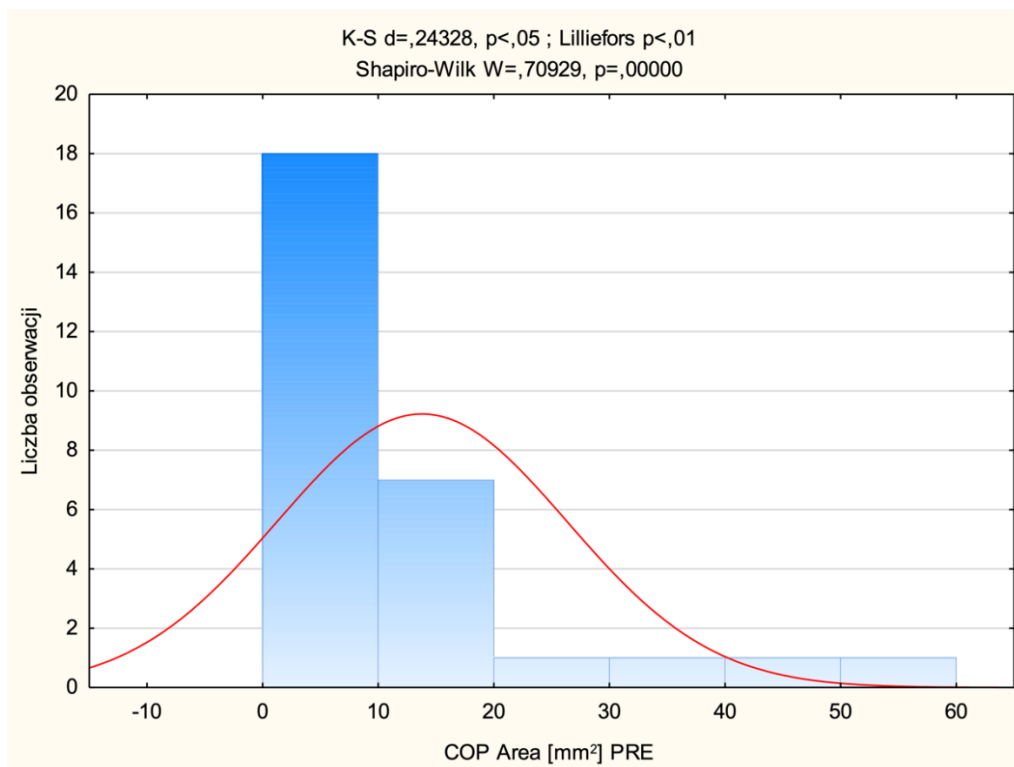
Rycina 16. Rozkład zmiennej: przemieszczenie COP w osi X przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie kontrolnej



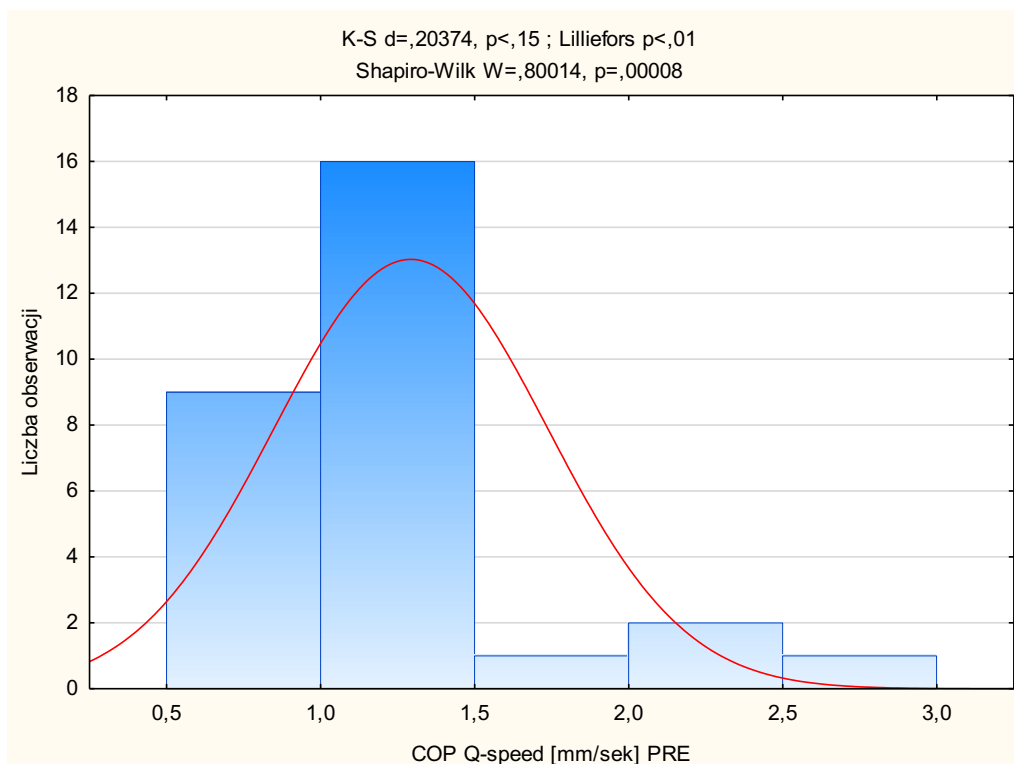
Rycina 17. Rozkład zmiennej: przemieszczenie COP w osi Y przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie kontrolnej



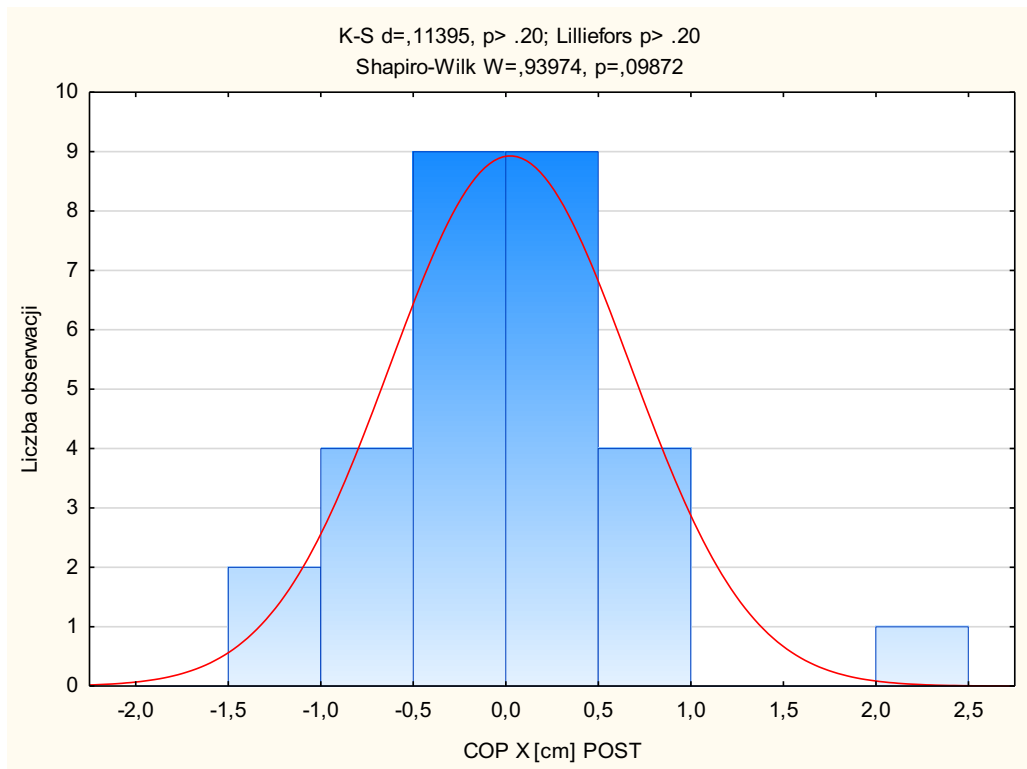
Rycina 18. Rozkład zmiennej: długość drogi przebycia COP przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie kontrolnej



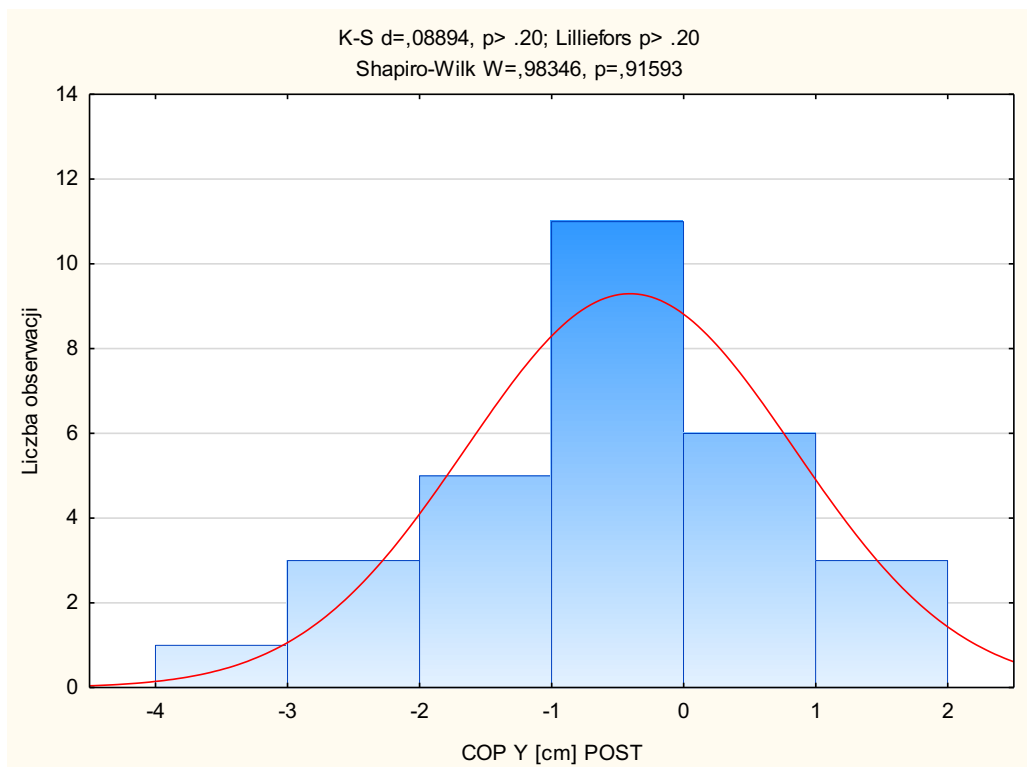
Rycina 19. Rozkład zmiennej: pole drogi przebycia COP przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie kontrolnej



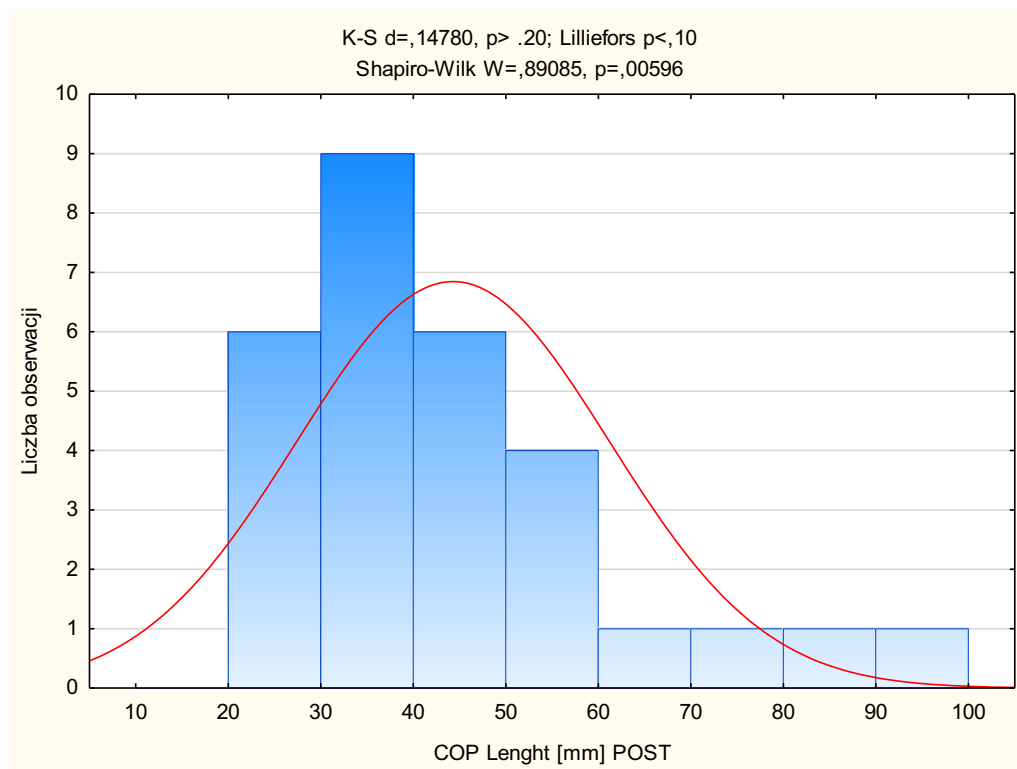
Rycina 20. Rozkład zmiennej: średnia prędkość COP przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie kontrolnej



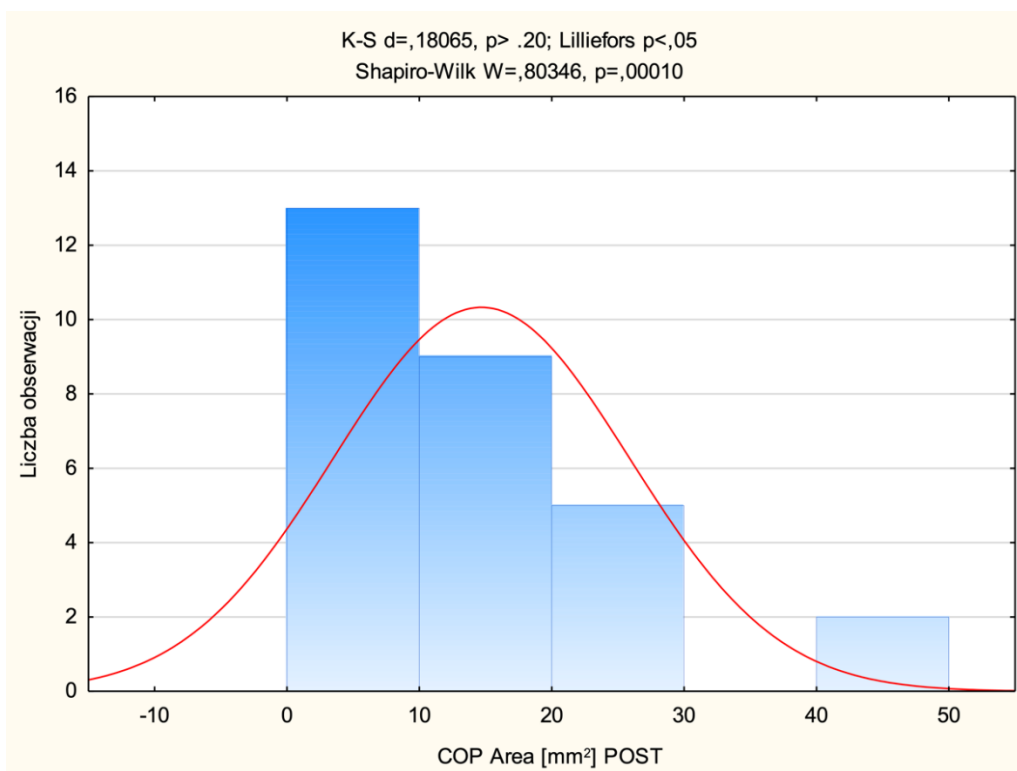
Rycina 21. Rozkład zmiennej: przemieszczenie COP w osi X po wykonaniu zabiegu manipulacji (POST) w grupie kontrolnej



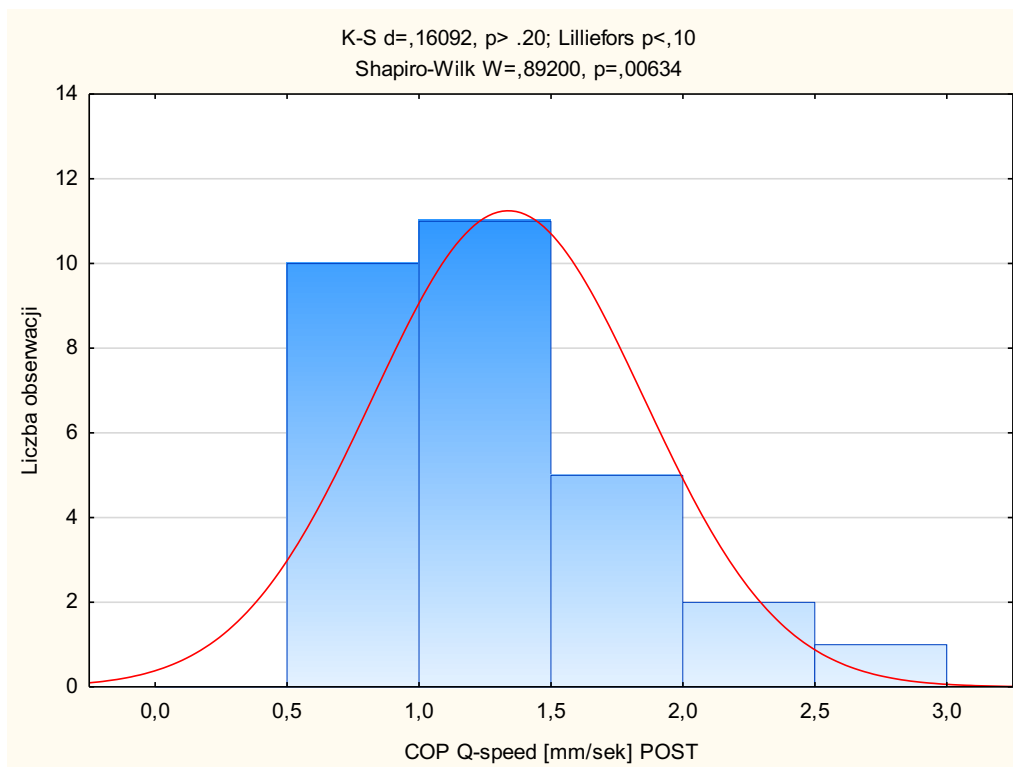
Rycina 22. Rozkład zmiennej: przemieszczenie COP w osi Y po wykonaniu zabiegu manipulacji (POST) w grupie kontrolnej



Rycina 23. Rozkład zmiennej: długość drogi przebycia COP po wykonaniu zabiegu manipulacji (POST) w grupie kontrolnej

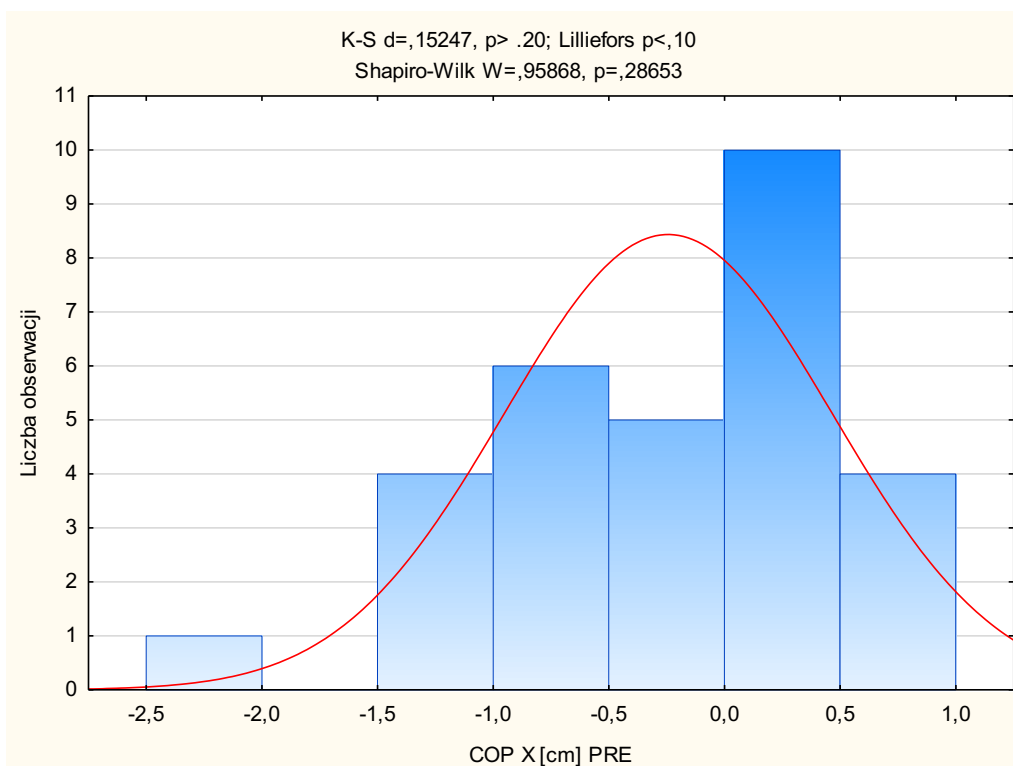


Rycina 24. Rozkład zmiennej: pole drogi przebycia COP po wykonaniu zabiegu manipulacji (POST) w grupie kontrolnej

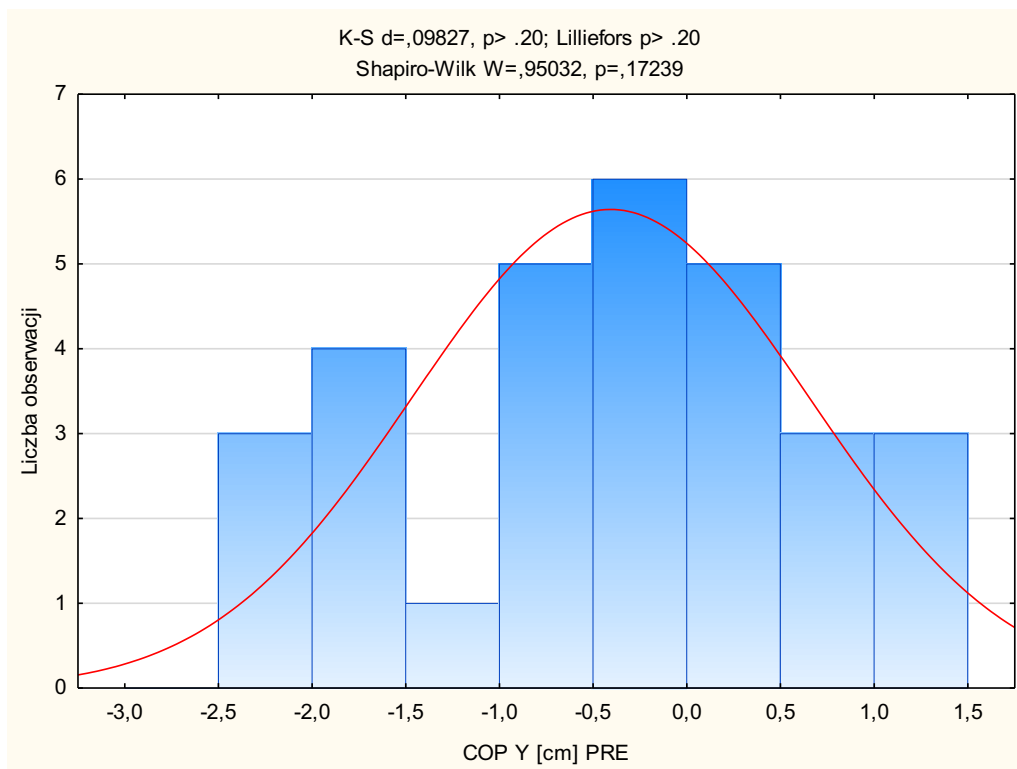


Rycina 25. Rozkład zmiennej: średnia prędkość COP po wykonaniu zabiegu manipulacji (POST) w grupie kontrolnej

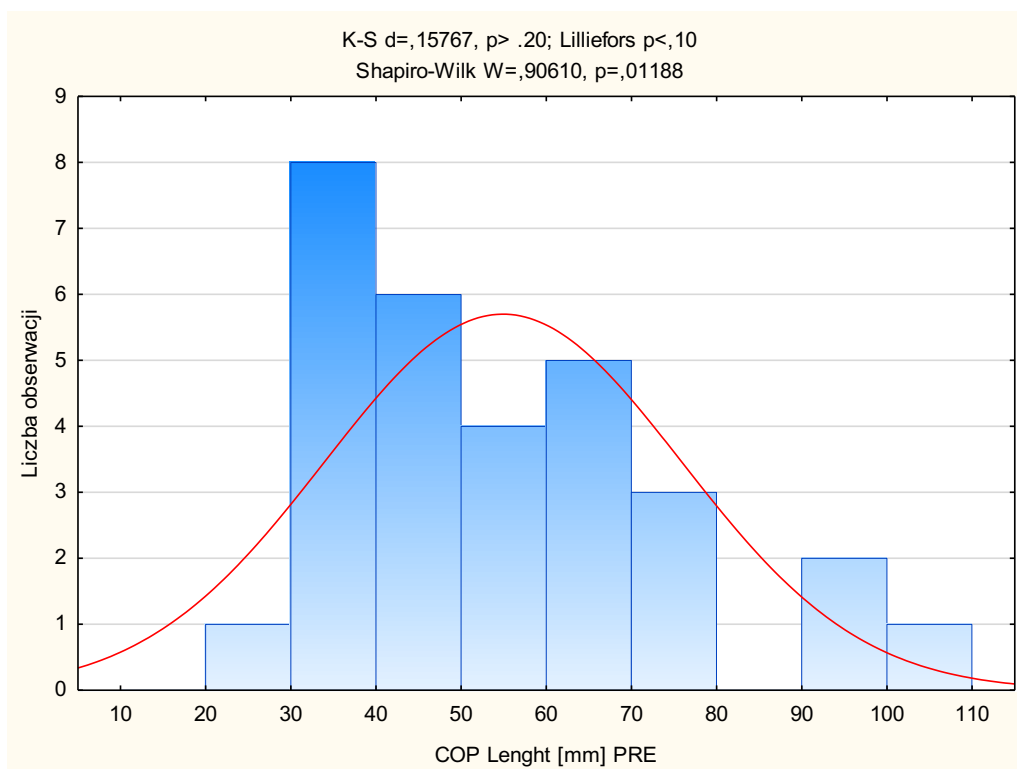
Histogramy przedstawiające rozkłady badanych cech dla grupy eksperymentalnej



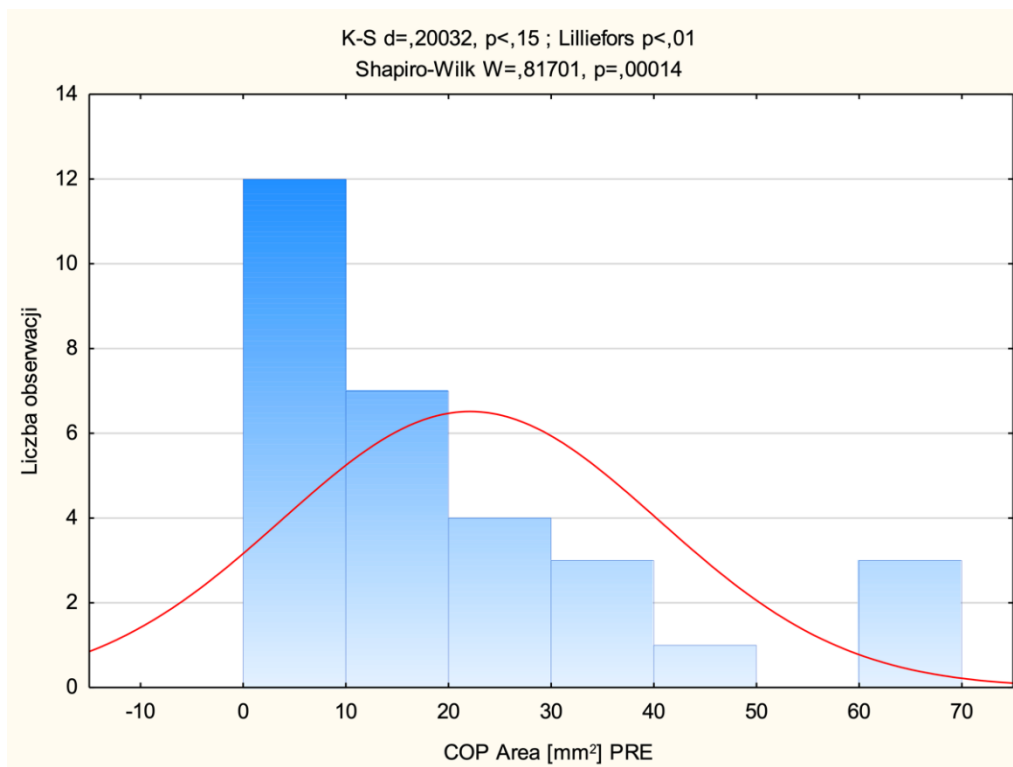
Rycina 26. Rozkład zmiennej: przemieszczenie COP w osi X przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie eksperymentalnej



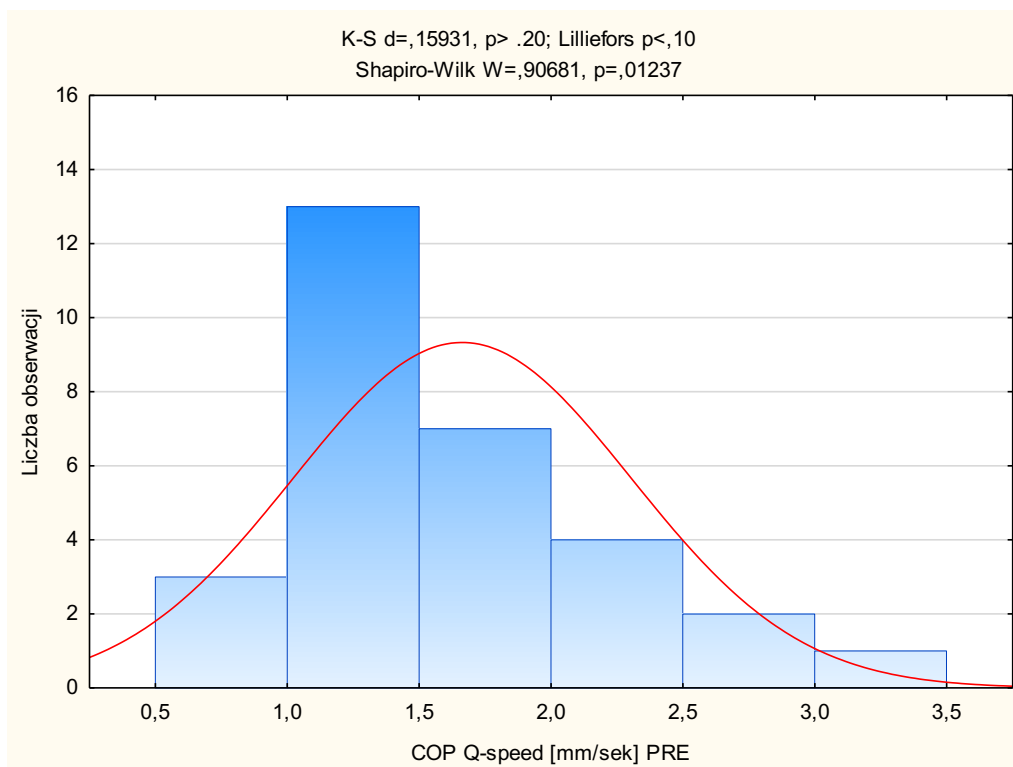
Rycina 27. Rozkład zmiennej: przemieszczenie COP w osi Y przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie eksperymentalnej



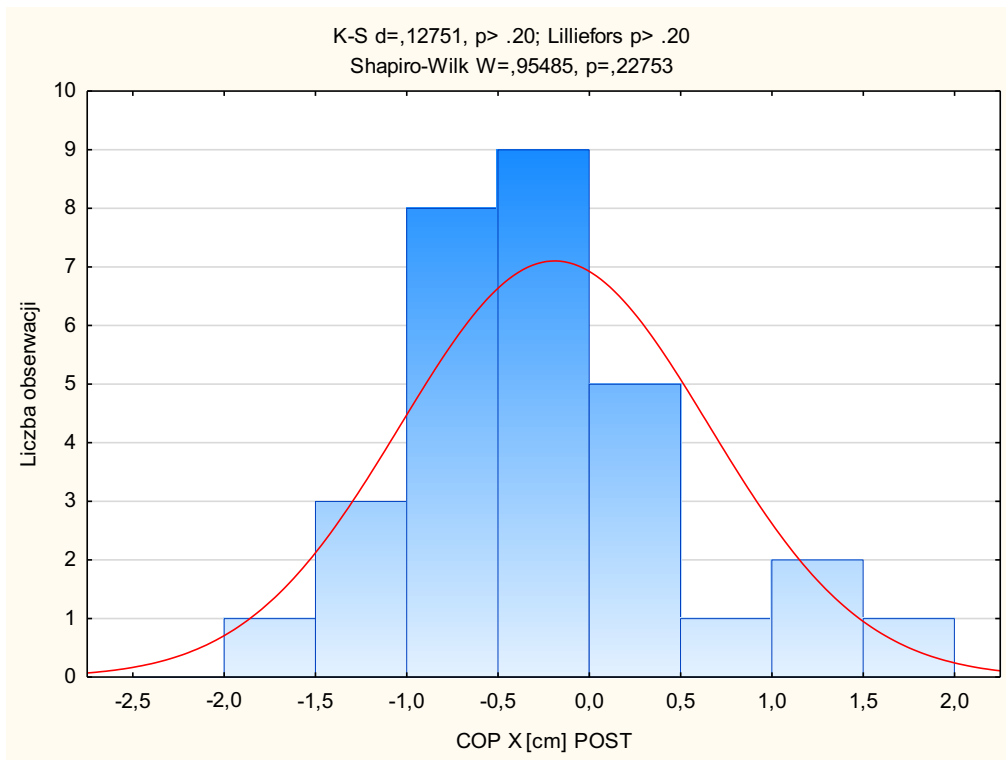
Rycina 28. Rozkład zmiennej: długość drogi przebycia COP przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie eksperymentalnej



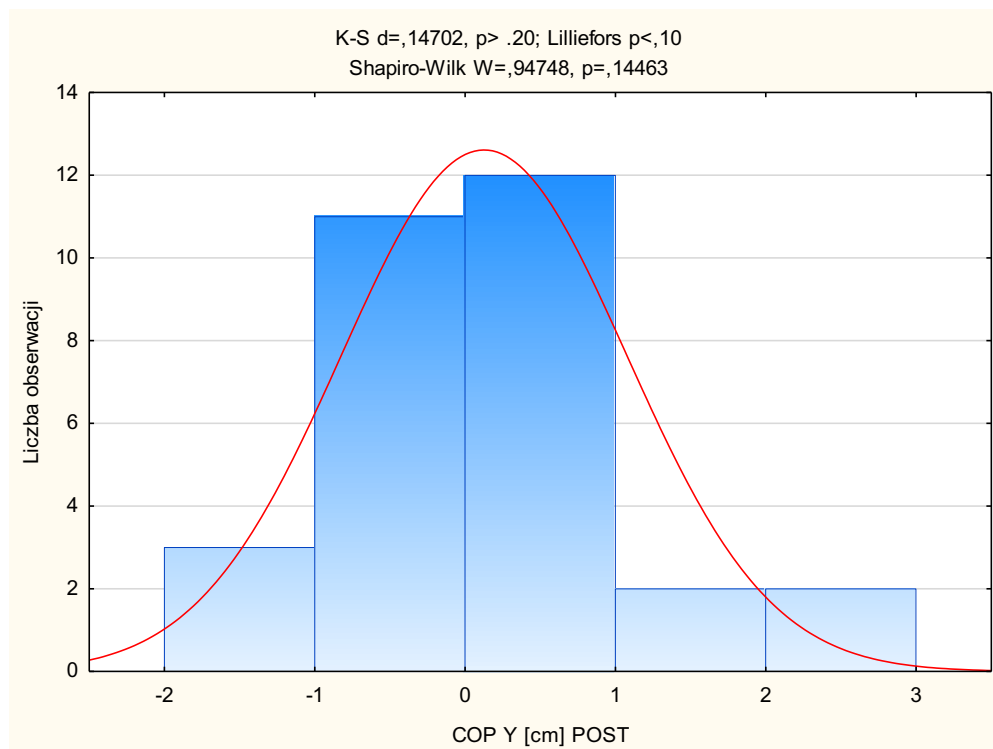
Rycina 29. Rozkład zmiennej: pole drogi przebycia COP przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie eksperymentalnej



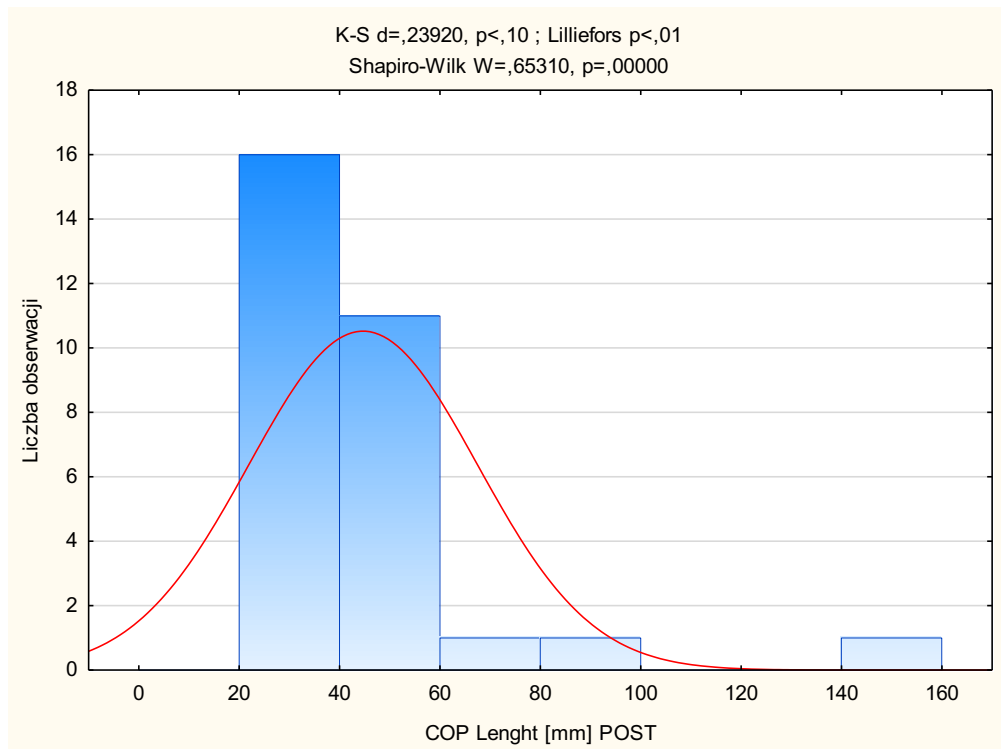
Rycina 30. Rozkład zmiennej: średnia prędkość COP przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie eksperymentalnej



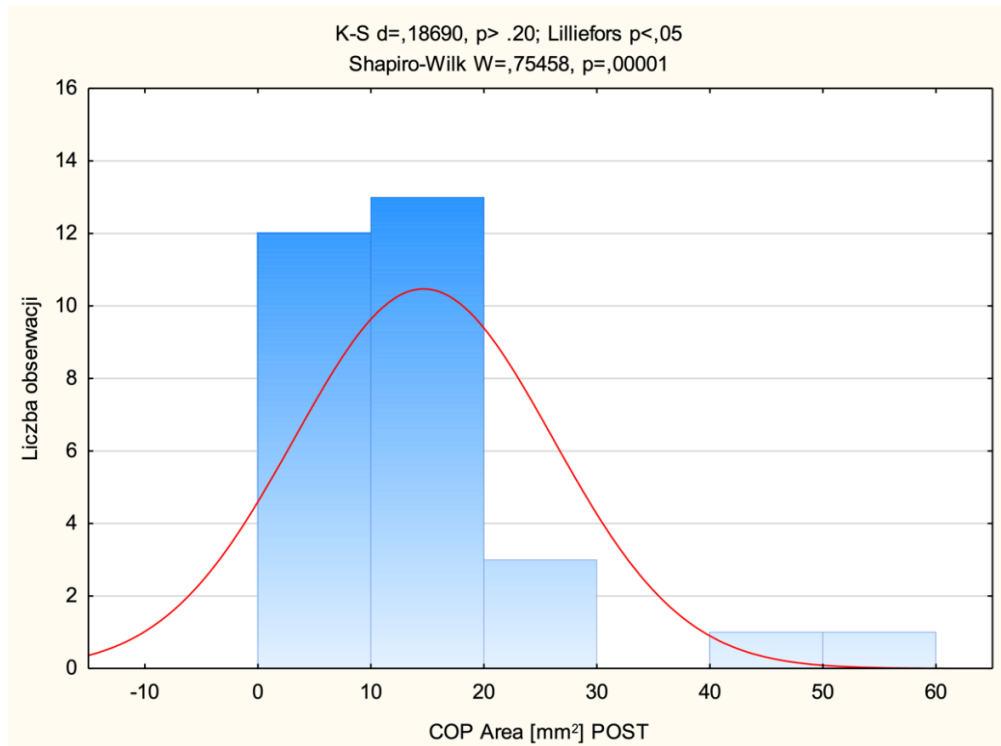
Rycina 31. Rozkład zmiennej: przemieszczenie COP w osi X po wykonaniu zabiegu manipulacji (POST) w grupie eksperymentalnej



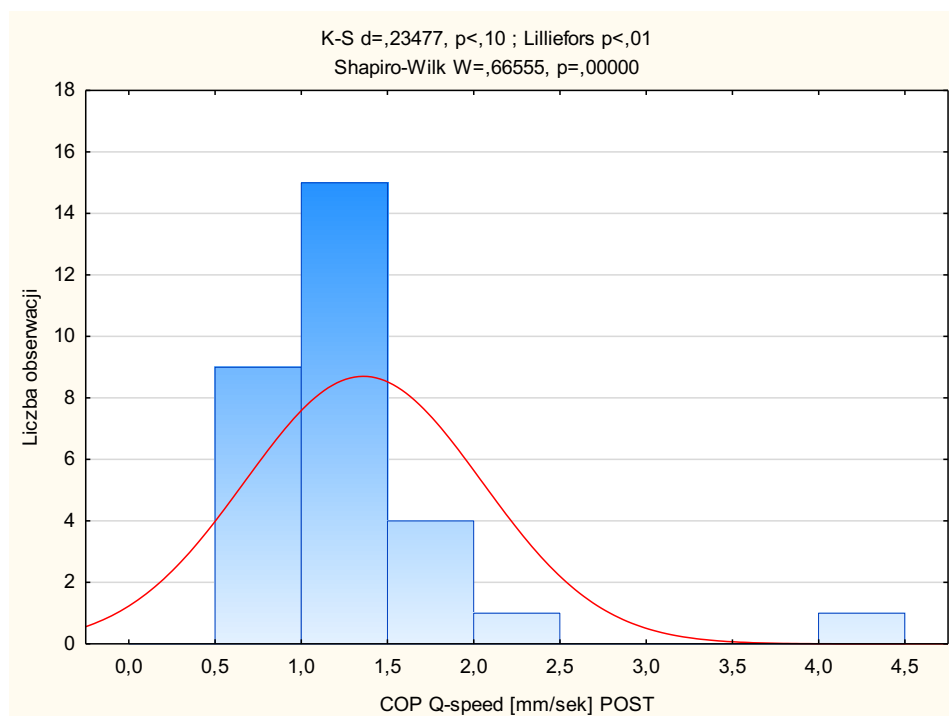
Rycina 32. Rozkład zmiennej: przemieszczenie COP w osi Y po wykonaniu zabiegu manipulacji (POST) w grupie eksperymentalnej



Rycina 33. Rozkład zmiennej: długość drogi przebycia COP po wykonaniu zabiegu manipulacji (POST) w grupie eksperymentalnej



Rycina 34. Rozkład zmiennej: pole drogi przebycia COP po wykonaniu zabiegu manipulacji (POST) w grupie eksperymentalnej



Rycina 35. Rozkład zmiennej: średnia prędkość COP po wykonaniu zabiegu manipulacji (POST) w grupie eksperymentalnej

Wyliczone zostały podstawowe statystyki opisowe wszystkich mierzonych zmiennych oddzielnie w grupie kontrolnej i eksperymentalnej (Tab. 1 i 2). Do dalszej analizy wykorzystano wynik testu Shapiro-Wilka ze względu na jego dużą moc.

Tabela 1. Podstawowe statystyki opisowe mierzonych zmiennych ilościowych w grupie kontrolnej oraz poziom istotności statystycznej dla testu Shapiro-Wilka

Zmienna	N	Średnia	Mediana	Min	Maks	SD	p
COP X [cm] PRE	29	-0,12	-0,20	-1,10	1,10	0,47	0,8189
COP Y [cm] PRE	29	-0,35	-0,10	-3,20	1,10	0,97	0,1116
COP Length [mm] PRE	29	42,54	37,50	27,40	87,90	14,22	0,0000**
COP Area [mm ²] PRE	29	13,79	9,00	3,00	53,00	12,54	0,0000**
COP Av.Q-speed [mm/s] PRE	29	1,29	1,10	0,80	2,70	0,44	0,0001**
COP X [cm] POST	29	0,02	0,00	-1,20	2,10	0,65	0,0987
COP Y [cm] POST	29	-0,41	-0,40	-3,40	1,90	1,24	0,9159
COP Length [mm] POST	29	44,30	39,90	23,50	91,20	16,90	0,0060**
COP Area [mm ²] POST	29	14,69	12,00	2,00	50,00	11,20	0,0001**
COP Av.Q-speed [mm/s] POST	29	1,34	1,20	0,70	2,80	0,51	0,0063**

COP X PRE - przemieszczenie COP w osi X przed manipulacją; COP X POST - po manipulacji; COP Y PRE - przemieszczenie COP w osi Y przed manipulacją; COP Y POST - po manipulacji; COP Length PRE - długość drogi przebycia COP przed manipulacją; COP Length POST - po manipulacji; COP Area PRE - pole drogi przebycia COP przed manipulacją; COP Area POST - po manipulacji; COP Av.Q-speed PRE - średnia prędkość COP przed manipulacją; COP Av.Q-speed POST - po manipulacji; N - liczebność; Min i Maks - najniższa i najwyższa wartość rozkładu; SD - odchylenie standardowe; p - prawdopodobieństwo statystyki testu Shapiro-Wilka; ** - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,01$

Tabela 2. Podstawowe statystyki opisowe mierzonych zmiennych ilościowych w grupie eksperymentalnej oraz poziom istotności statystycznej dla testu Shapiro-Wilka

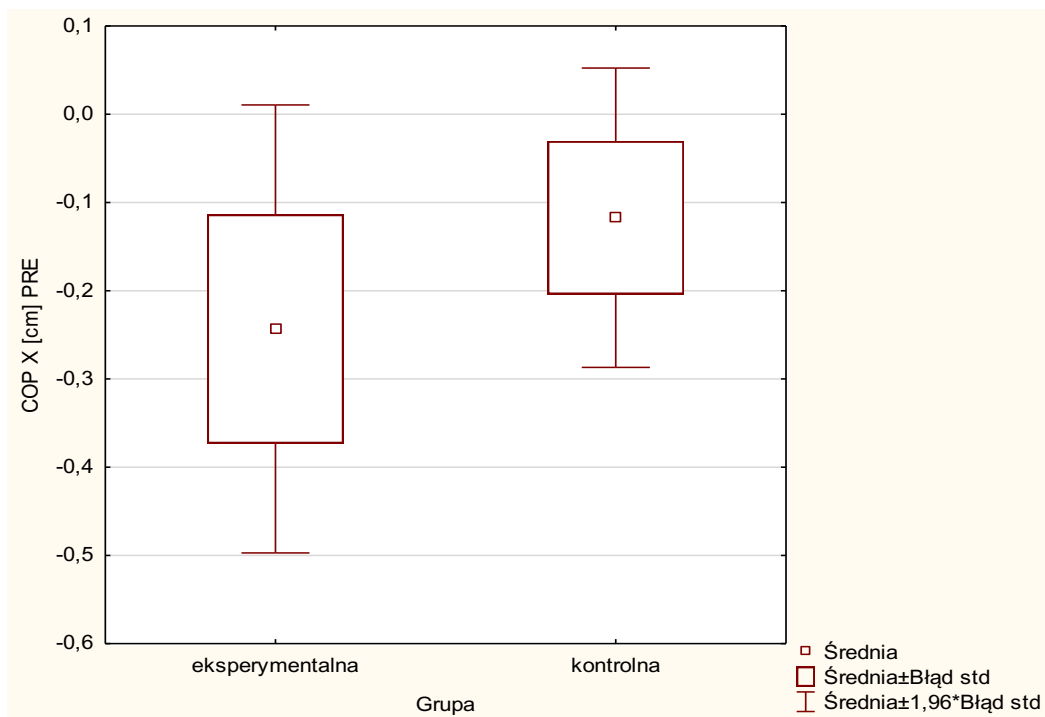
Zmienna	N	Średnia	Mediana	Min	Maks	SD	p
COP X [cm] PRE	30	-0,24	-0,20	-2,00	1,00	0,71	0,2865
COP Y [cm] PRE	30	-0,41	-0,30	-2,30	1,20	1,06	0,1724
COP Length [mm] PRE	30	54,93	48,30	27,40	105,30	21,00	0,0119*
COP Area [mm ²] PRE	30	22,10	18,50	4,00	67,00	18,37	0,0001**
COP Av.Q-speed [mm/s] PRE	30	1,66	1,45	0,80	3,20	0,64	0,0124*
COP X [cm] POST	30	-0,19	-0,10	-1,70	2,00	0,84	0,2275
COP Y [cm] POST	30	0,13	0,15	-1,50	2,80	0,95	0,1446
COP Length [mm] POST	30	44,70	39,90	23,30	145,80	22,75	0,0000**
COP Area [mm ²] POST	30	14,67	12,00	3,00	57,00	11,43	0,0000**
COP Av.Q-speed [mm/s] POST	30	1,36	1,20	0,70	4,40	0,69	0,0000**

COP X PRE - przemieszczenie COP w osi X przed manipulacją; COP X POST - po manipulacji; COP Y PRE - przemieszczenie COP w osi Y przed manipulacją; COP Y POST - po manipulacji; COP Length PRE - długość drogi przebycia COP przed manipulacją; COP Length POST - po manipulacji; COP Area PRE - pole drogi przebycia COP przed manipulacją; COP Area POST - po manipulacji; COP Av.Q-speed PRE - średnia prędkość COP przed manipulacją; COP Av.Q-speed POST - po manipulacji; N - liczebność; Min i Maks - najniższa i najwyższa wartość rozkładu; SD - odchylenie standardowe; p - prawdopodobieństwo statystyki testu Shapiro-Wilka; * - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,05$; ** - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,01$

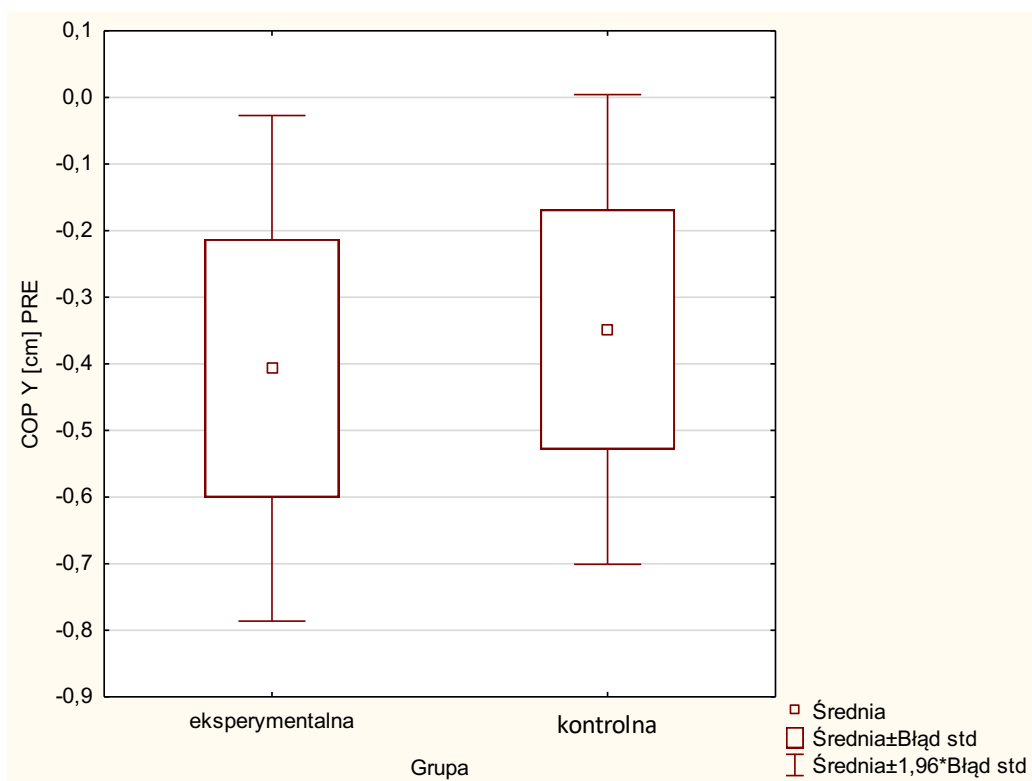
Zarówno w grupie kontrolnej jak i eksperymentalnej wiele zmiennych charakteryzowało się silnie asymetrycznymi rozkładami, odbiegającymi istotnie od krzywej Gaussa. Istotny wynik testu Shapiro-Wilka wskazujący na to, że rozkład zmiennej jest niezgodny z rozkładem normalnym dotyczył: długości drogi przebycia COP przed manipulacją i po manipulacji, pola drogi przebycia COP przed i po manipulacji oraz średniej prędkości COP przed i po manipulacji.

5.1.2. Przemieszczenia COP w swobodnym staniu PRE i POST – porównanie między grupą eksperymentalną a kontrolną

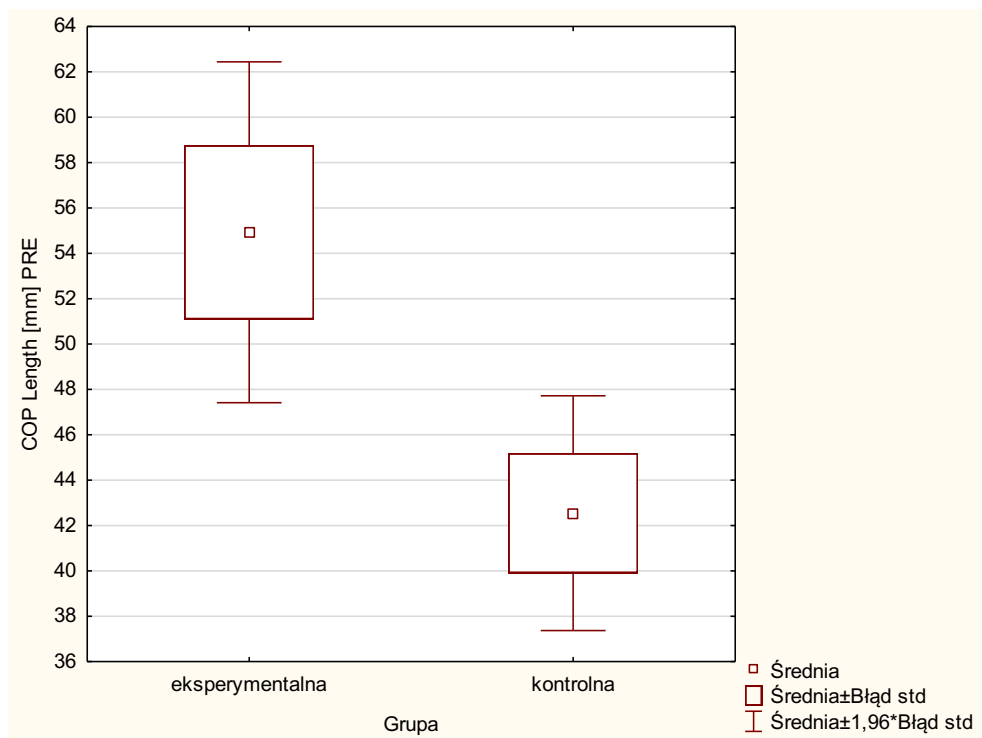
Dokonano porównania zmiennych dotyczących COP między grupą eksperymentalną a kontrolną przed wykonaniem zabiegu manipulacji oraz po wykonanym zabiegu i otrzymane średnie przedstawiono w postaci graficznej na rycinach 36-45.



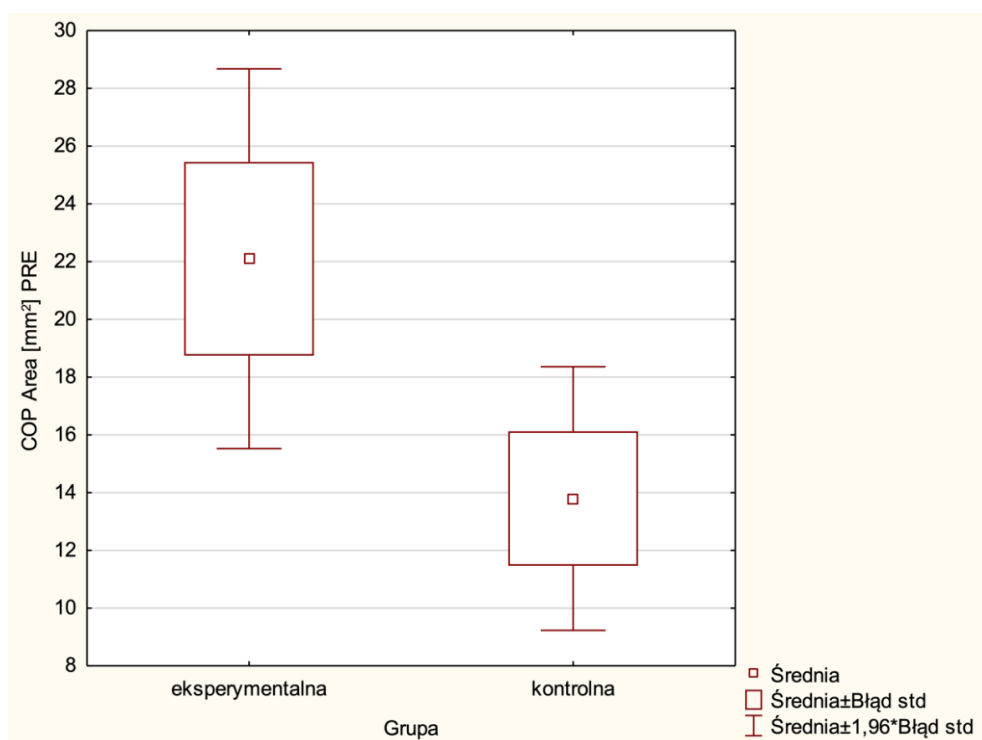
Rycina 36. Graficzne zestawienie średnich wartości zmiennej: przemieszczenie COP w osi X przed zabiegiem manipulacji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej



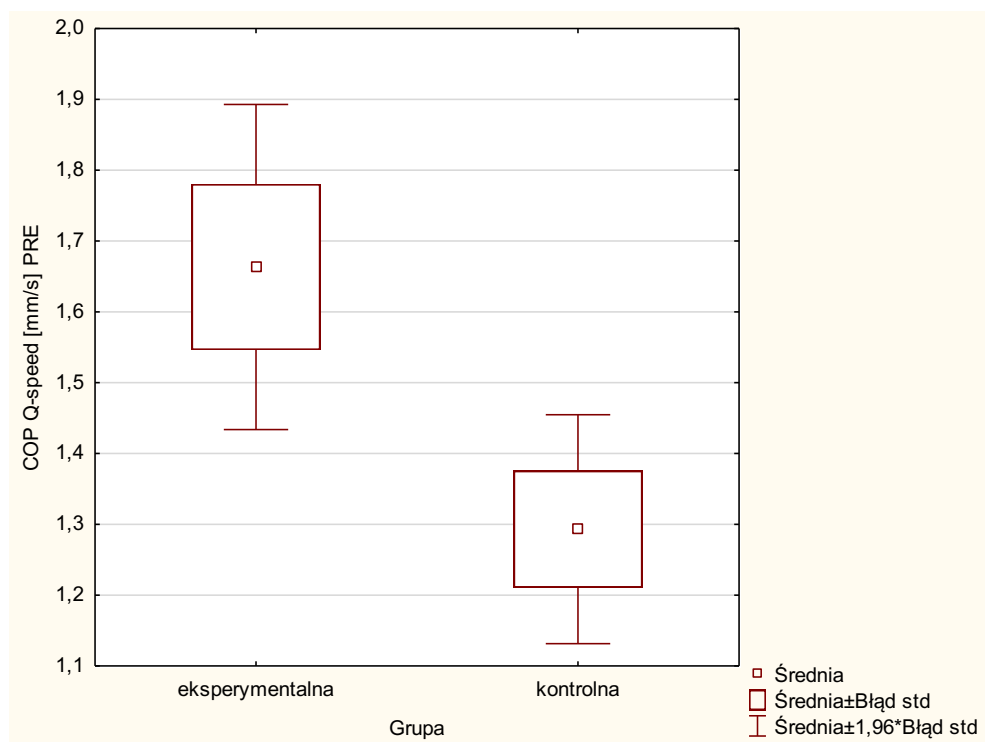
Rycina 37. Graficzne zestawienie średnich wartości zmiennej: przemieszczenie COP w osi Y przed zabiegiem manipulacji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej



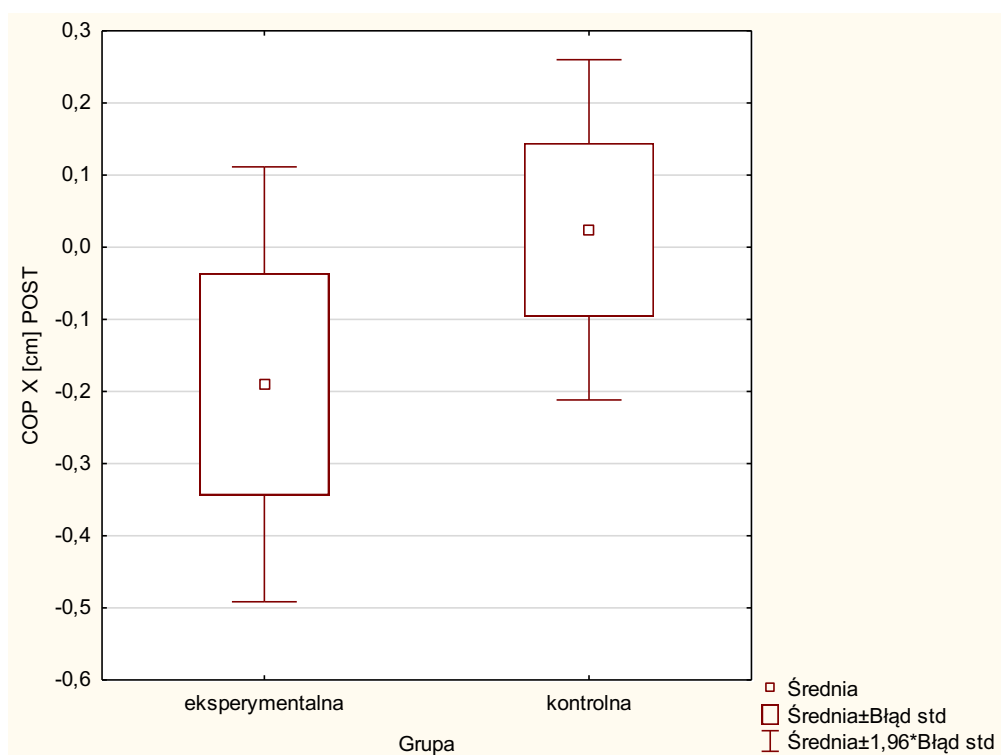
Rycina 38. Graficzne zestawienie średnich wartości zmiennej: długość drogi przebycia COP przed zabiegiem manipulacji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej



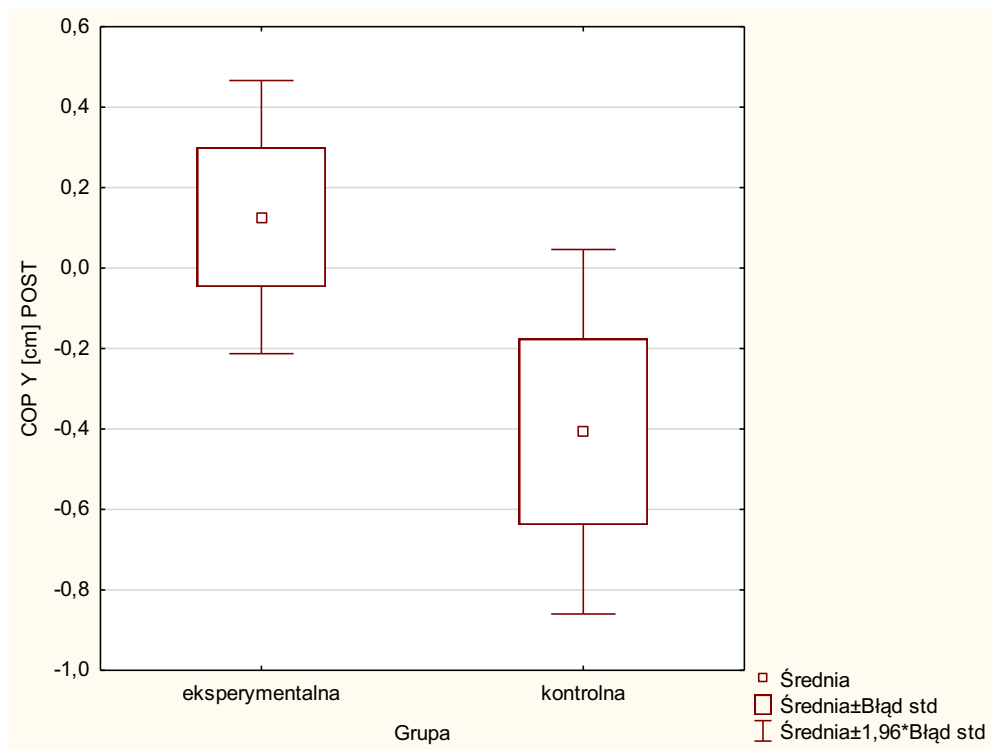
Rycina 39. Graficzne zestawienie średnich wartości zmiennej: pole drogi przebycia COP przed zabiegiem manipulacji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej



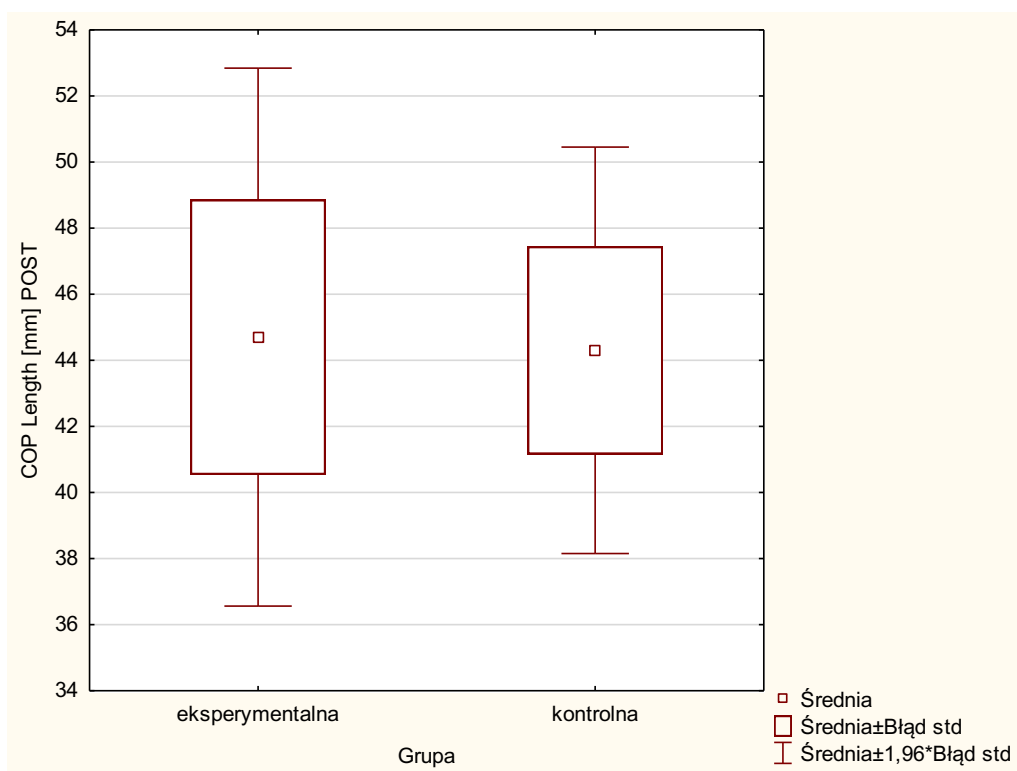
Rycina 40. Graficzne zestawienie średnich wartości zmiennej: średnia prędkość COP przed zabiegiem manipulacji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej



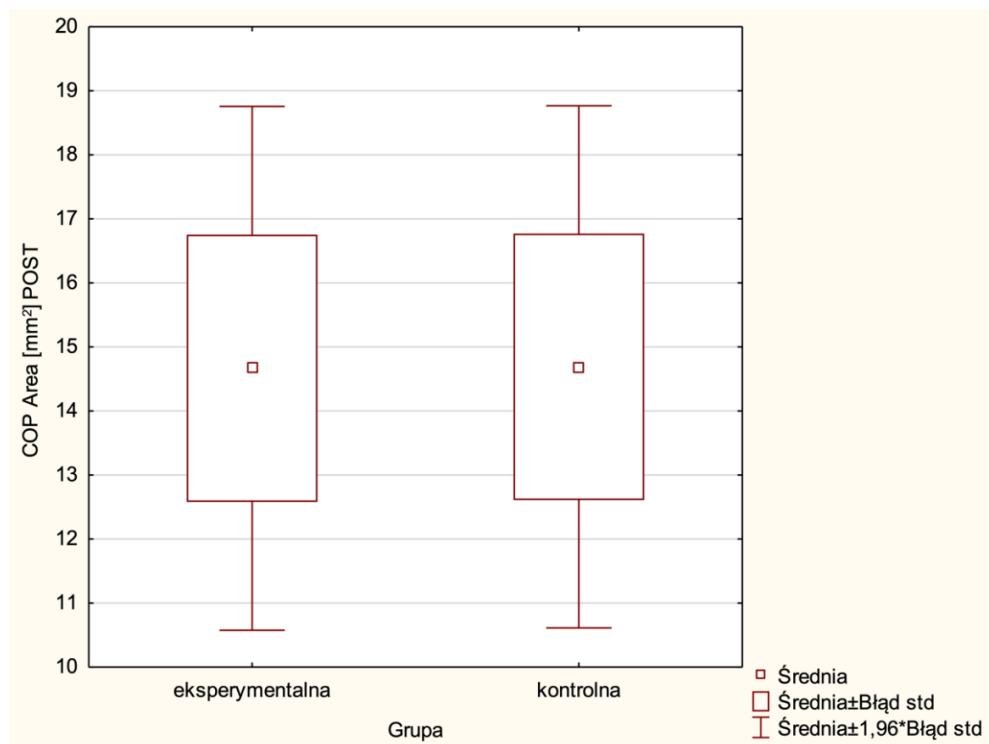
Rycina 41. Graficzne zestawienie średnich wartości zmiennej: przemieszczenie COP w osi X po zabiegu manipulacji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej



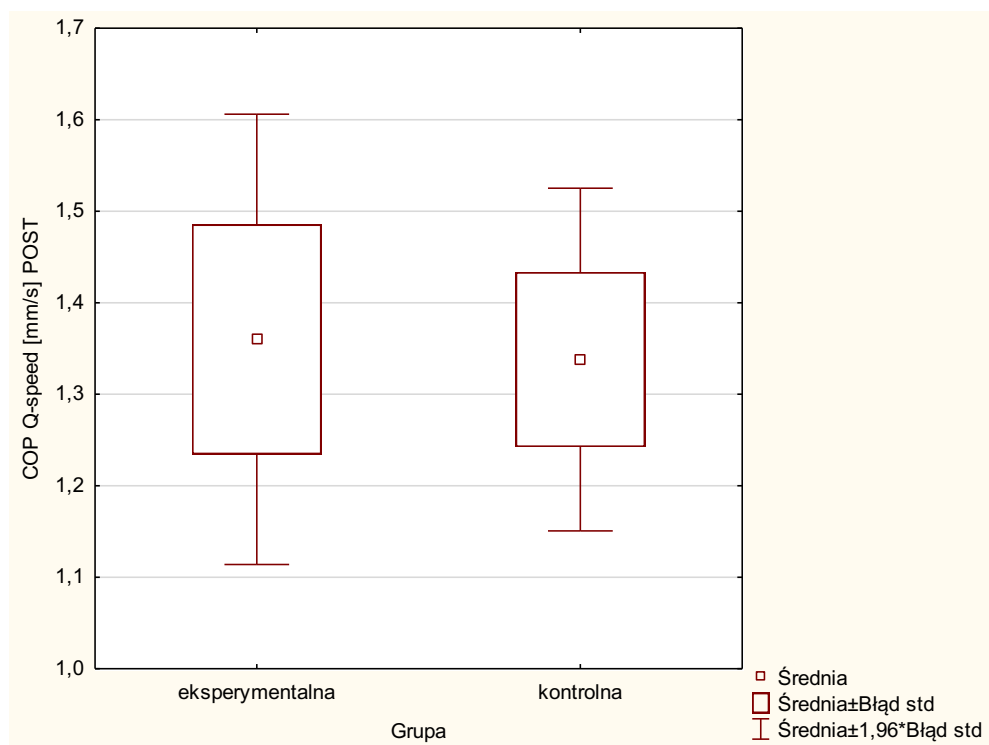
Rycina 42. Graficzne zestawienie średnich wartości zmiennej: przemieszczenie COP w osi Y po zabiegu manipulacji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej



Rycina 43. Graficzne zestawienie średnich wartości zmiennej: długość drogi przebycia COP po zabiegu manipulacji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej



Rycina 44. Graficzne zestawienie średnich wartości zmiennej: pole drogi przebycia COP po zabiegu manipulacji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej



Rycina 45. Graficzne zestawienie średnich wartości zmiennej: średnia prędkość COP po wykonanym zabiegu manipulacji w grupie eksperymentalnej i kontrolnej

W celu sprawdzenia czy osoby z grupy eksperymentalnej różniły się przed zastosowaną manipulacją i po jej zastosowaniu od osób z grupy kontrolnej w zakresie pięciu mierzonych parametrów COP, przeprowadzono test t-Studenta dla prób niezależnych. Przed zastosowaniem testu t-Studenta sprawdzono równość wariancji porównywalnych zmiennych, a w przypadku występowania istotnej różnicy wariancji zastosowano test t z oddzielną estymacją wariancji (Tab. 3).

W efekcie przeprowadzonych testów odnotowano istotne statystycznie zróżnicowanie między grupą eksperymentalną a grupą kontrolną następujących cech: COP Length PRE - drogi przebycia COP przed manipulacją, COP Area PRE – pola, w jakim zawierała się cała przebyta droga COP przed manipulacją oraz COP Av.Q-speed PRE - średniej prędkości COP przed manipulacją. Średnie zamieszczone w tabeli 3 pokazują, że osoby z grupy eksperymentalnej przed wykonaniem zabiegu manipulacji uzyskały istotnie statystycznie większe wartości wyżej wymienionych pomiarów w porównaniu z osobami z grupy kontrolnej. Wartości miary siły efektu d Cohena mówią o tym, że dla pola COP efekt ma umiarkowaną siłę, natomiast dla drogi przebycia COP oraz średniej prędkości COP obserwowane efekty są efektami o dużej sile.

Ponadto uzyskane wyniki pokazują, że różnice między porównywanymi grupami w zakresie drogi, pola oraz średniej prędkości COP, które obserwowano przed manipulacją, nie występują po wykonanym zabiegu manipulacji. Istotne na poziomie tendencji statystycznej zróżnicowanie można jednak zaobserwować w przypadku przemieszczenia COP na osi Y (COP Y POST). W grupie kontrolnej uzyskana wartość jest mniejsza niż w grupie eksperymentalnej. Należy jednak mieć na uwadze, że wynik istotności, choć w niewielkim stopniu, to jest wyższy od umownego progu $\alpha \leq 0,05$ i wynosi $p=0,0704$. Wartość d Cohena wskazuje, że cecha ta, najbardziej spośród mierzonych po manipulacji zmiennych, różnicuje grupę kontrolną i eksperymentalną.

Tabela 3. Porównanie pomiarów COP między grupą eksperymentalną (E) a kontrolną (K) przed (PRE) i po (POST) manipulacji - wyniki testu t-Studenta dla prób niezależnych

Zmienna	Testy t; Grupująca: Grupa E i K E: grupa eksperymentalna K: grupa kontrolna						
	X_E	X_K	iloraz F Wariancje	p Wariancje	t	p	d Cohena
COP X PRE	-0,24	-0,12	2,317	0,0289	-0,81	0,4220	0,209
COP Y PRE	-0,41	-0,35	1,199	0,6335	-0,22	0,8259	0,057
COP Length PRE	54,93	42,54	2,180	0,0423*	2,66	0,0100**	0,688
COP Area PRE	22,10	13,79	2,146	0,0466*	2,03	0,0471*	0,526
COP Av.Q-speed PRE	1,66	1,29	2,087	0,0549*	2,59	0,0126*	0,669

Zmienna	Testy t; Grupująca: Grupa E i K E: grupa eksperymentalna K: grupa kontrolna						
	X _E	X _K	iloraz F Wariancje	p Wariancje	t	p	d Cohena
COP X POST	-0,19	0,02	1,691	0,1682	-1,09	0,2777	0,284
COP Y POST	0,13	-0,41	1,720	0,1525	1,85	0,0704	0,483
COP Length POST	44,70	44,30	1,812	0,1195	0,08	0,9390	0,020
COP Area POST	14,67	14,69	1,042	0,9161	-0,01	0,9938	0,002
COP Av.Q-speed POST	1,36	1,34	1,787	0,1283	0,14	0,8893	0,036

COP X PRE - przemieszczenie COP w osi X przed manipulacją; COP X POST - po manipulacji; COP Y PRE - przemieszczenie COP w osi Y przed manipulacją; COP Y POST - po manipulacji; COP Length PRE - długość drogi przebycia COP przed manipulacją; COP Length POST - po manipulacji; COP Area PRE - pole drogi przebycia COP przed manipulacją; COP Area POST - po manipulacji; COP Av.Q-speed PRE - średnia prędkość COP przed manipulacją; COP Av.Q-speed POST - po manipulacji; F - iloraz porównywanych wariancji; t - wartość testu t; p - prawdopodobieństwo statystyki testu t-Studenta dla prób niezależnych; ** - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,01$; * - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,05$

Z uwagi na fakt, że cechy takie jak: długość drogi przebycia COP przed manipulacją i po manipulacji, pole drogi przebycia COP przed i po manipulacji oraz średnia prędkość COP przed i po manipulacji miały rozkłady prawostronnie skośne i istotnie odbiegały od rozkładu normalnego, zastosowano dla nich nieparametryczny test U Manna-Whitneya dla zmiennych niezależnych. Otrzymano wyniki podobne jak dla testu t-Studenta (Tab. 4).

Tabela 4. Istotność różnic między grupą E i K dla zmiennych, niemających rozkładu normalnego przed manipulacją (zmiennych PRE) i po manipulacji (zmiennych POST) - wyniki testu U Manna-Whitneya dla prób niezależnych

Zmienna	N _E	N _K	U	p
COP Length PRE	30	29	261,50	0,0078**
COP Area PRE	30	29	295,00	0,0337*
COP Av.Q-speed PRE	30	29	265,50	0,0095**
COP Length POST	30	29	422,00	0,8508
COP Area POST	30	29	431,50	0,9580
COP Av.Q-speed POST	30	29	431,00	0,9580

Zmienne - opisane w Tabeli 3 i rozdziale 5.1.1., na s. 34; N_E - liczebność grupy eksperymentalnej; N_K - liczebność grupy kontrolnej; U - wartość testu U Manna-Whitneya; p - prawdopodobieństwo testowe; * - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,05$; ** - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,01$

Aby stwierdzić, czy istnieje interakcja między pomiarem (PRE i POST) a grupą (eksperymentalną i kontrolną) dla każdej zmiennej zależnej, wykonano jednowymiarową analizę wariancji z powtarzaniem pomiarów dla czynnika grupa (E, K) (Tab.5).

Analizując dane, nie odnotowano istotnego statystycznie wpływu poszczególnych czynników (z osobna) na zmienną zależną (tzw. efektów głównych: Grupy (E, K) i odstępu czasowego PP (PRE, POST), ale zauważono efekt interakcji (PP*Grupa), czyli jednoczesny, łączny wpływ tych czynników na zmienną zależną (Tab.5).

Tabela 5. Zestawienie wyników jednowymiarowej analizy wariancji ANOVA z powtarzanymi pomiarami dla pomiarów dotyczących COP

Zmienna	Grupa (E, K)		PP (PRE, POST)		PP*Grupa	
	p	η^2	p	η^2	p	η^2
COP X	0,2129	0,027	0,4020	0,012	0,7041	0,002
COP Y	0,3047	0,018	0,1290	0,040	0,0598	0,061
COP Length	0,1245	0,041	0,1366	0,038	0,0369*	0,074
COP Area	0,1423	0,037	0,1508	0,036	0,0687	0,057
COP Av.Q-speed	0,1225	0,041	0,1355	0,039	0,0461*	0,068

COP X - przemieszczenie COP w osi X; COP Y - przemieszczenie COP w osi Y; COP Length - długość drogi przebycia COP; COP Area - pole drogi przebycia COP; COP Av.Q-speed - średnia prędkość COP; E - grupa eksperymentalna, K - grupa kontrolna; PP (PRE, POST) - pomiar przed i po zabiegu manipulacji; PP*Grupa - interakcja pomiędzy pomiarami (PRE i POST) a czynnikiem Grupa (E, K); η^2 - eta-kwadrat cząstkowe; p - prawdopodobieństwo testowe, * - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,05$

Uzyskany wynik η^2 pomnożony przez 100% stanowi miarę procentu wariancji zmiennej zależnej wyjaśnionej przez dany efekt (G, PP, PP*Grupa). Im wyższa wartość η^2 , tym większa proporcja zmienności zmiennej zależnej wyjaśniona jest przez ten efekt.

Otrzymane wyniki wskazują, że badana interakcja istotnie ($\alpha \leq 0,05$) wpływa na długość drogi przebycia COP oraz na średnią prędkość COP i wyjaśnia ona około 7% zmienności tych cech (Tab. 5). Dla parametru COP Y ($p=0,059$) i COP Area ($p=0,068$) odnotowano interakcję istotną na poziomie tendencji statystycznej.

W celu określenia, które z porównywanych par tych zmiennych (tzn. COP Length i COP Av.Q-speed) różnią się między sobą, przeprowadzono porównania wielokrotne przy pomocy testu Tukeya. Nie odnotowano istotnych różnic między żadną parą zmiennych (Tab. 6, 7). Powodem nieistotnych wyników testów post-hoc jest uwzględnianie przez nie poprawki na liczbę przeprowadzanych porównań wielokrotnych niwelujących możliwość popełnienia błędu pierwszego rodzaju. Często tak się zdarza, gdy istotny efekt analizy wariancji osiąga poziom bliski $\alpha=0,05$ (dla COP Length $p=0,0369$, a dla COP Av.Q-speed $p=0,0461$).

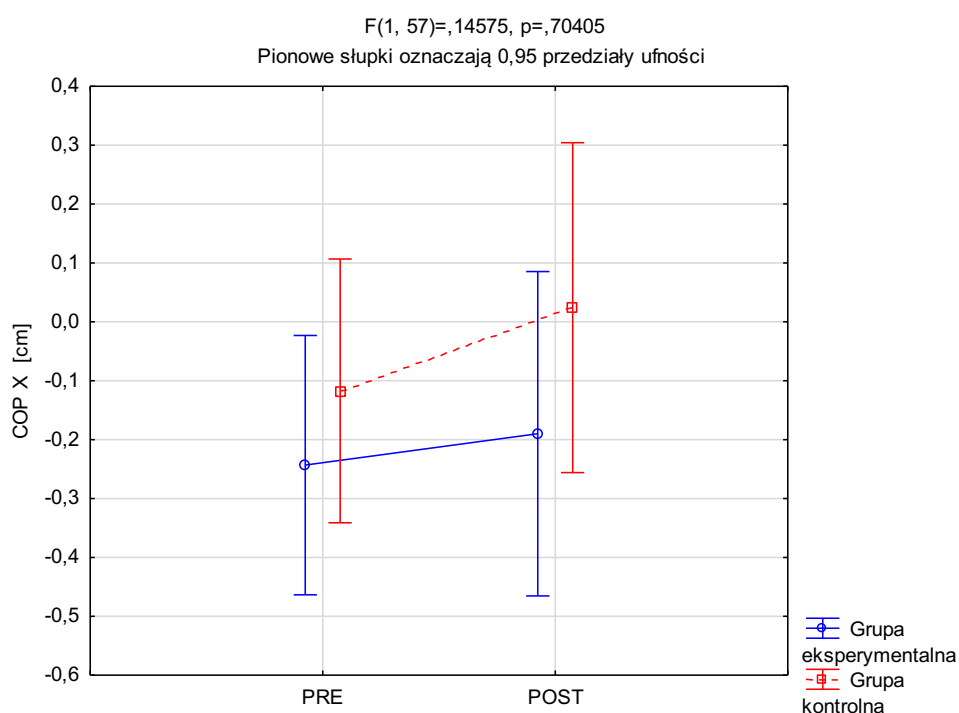
Tabela 6. Wyniki testu Tukeya - wartości p dla poszczególnych par zmiennej COP Length

Zmienna numer	Zmienna COP Length Przybliżone prawdopodobieństwa dla testów post-hoc Tukeya					
	Grupa	Zmienna	1	2	3	4
			54,93	44,70	42,55	44,30
1	E	COP Length PRE		0,0559	0,0705	0,1534
2	E	COP Length POST	0,0559		0,9731	0,9998
3	K	COP Length PRE	0,0705	0,9731		0,9713
4	K	COP Length POST	0,1534	0,9998	0,9713	

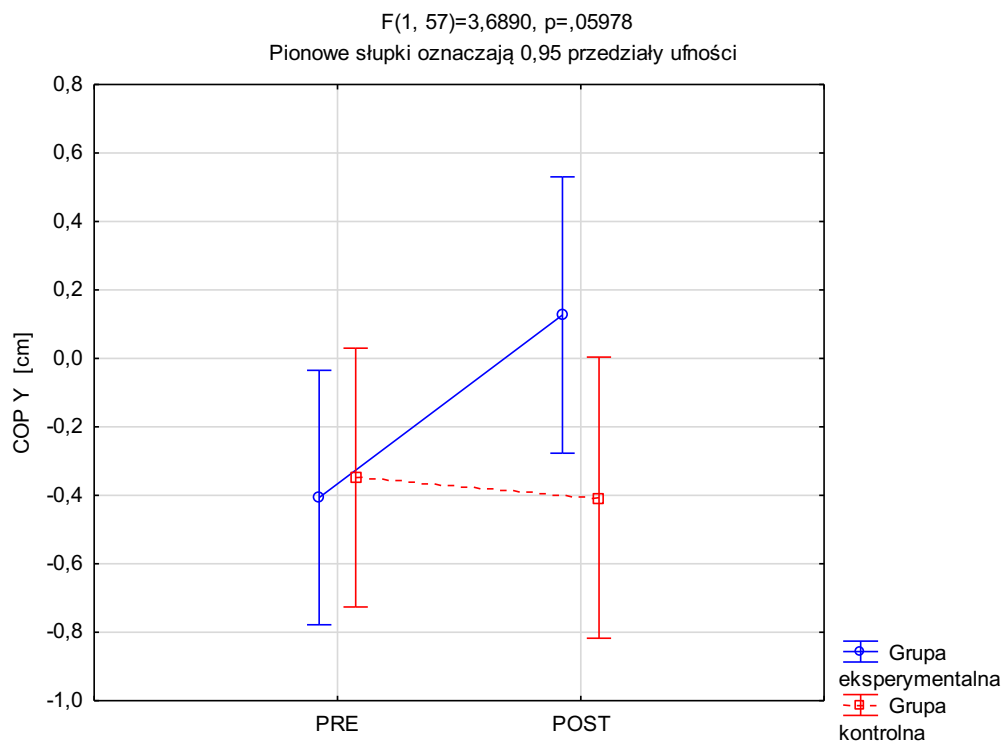
Tabela 7. Wyniki testu Tukeya - wartości p dla poszczególnych par zmiennej COP Av.Q-speed

Zmienna numer	Zmienna COP Av.Q-speed Przybliżone prawdopodobieństwa dla testów post-hoc Tukeya					
	Grupa	Zmienna	1 1,66	2 1,36	3 1,29	4 1,34
1	E	COP Av.Q-speed PRE		0,0654	0,0792	0,1507
2	E	COP Av.Q-speed POST	0,0654		0,9718	0,9990
3	K	COP Av.Q-speed PRE	0,0792	0,9718		0,9828
4	K	COP Av.Q-speed POST	0,1507	0,9990	0,9828	

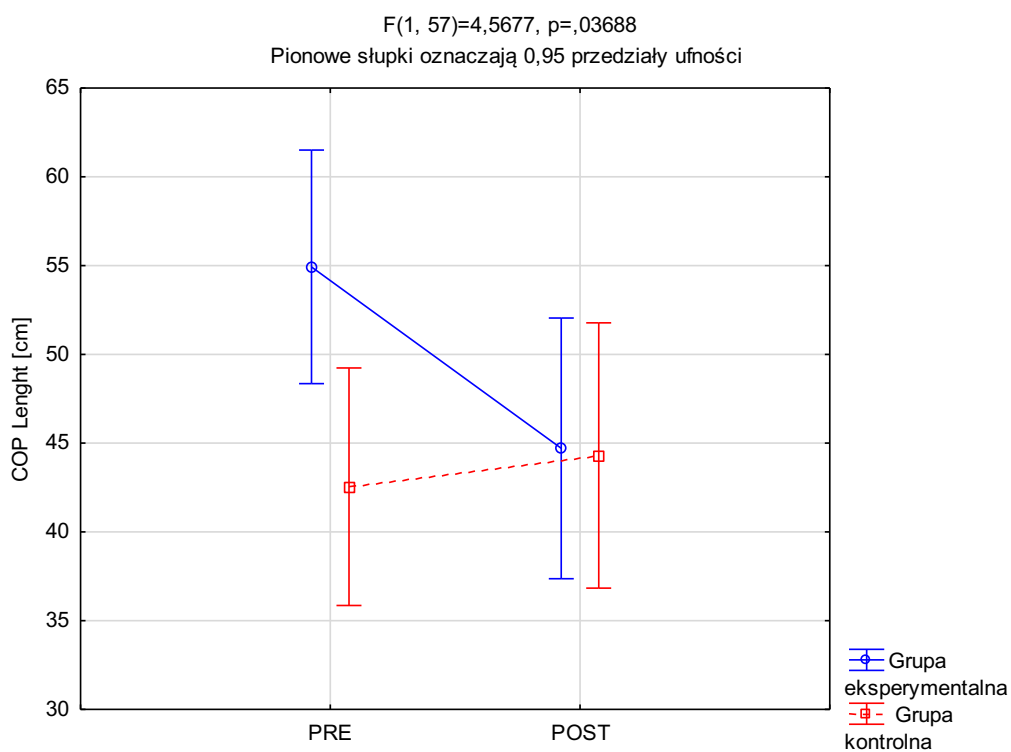
Ponadto przedstawiono w postaci graficznej (Ryc. 46-50) wielkość badanych wskaźników dotyczących COP przed manipulacją i po wykonanej manipulacji w zależności od rodzaju grupy badanej (eksperymentalnej, kontrolnej). Analiza przedstawionych obrazów graficznych wskazuje, że przed manipulacją wartości drogi przebycia COP, pola drogi oraz średniej prędkości COP były znacznie większe w grupie eksperymentalnej niż w grupie kontrolnej, a po wykonanej manipulacji uległy zmniejszeniu i zbliżyły się do wartości grupy kontrolnej. W grupie eksperymentalnej zauważono jednak przyrost wartości COP Y, co sugeruje większe wykorzystanie strzałkowej strategii kontroli posturalnej. Zmiany wartości badanych wskaźników świadczą o skuteczności zabiegu manipulacji SIJ.



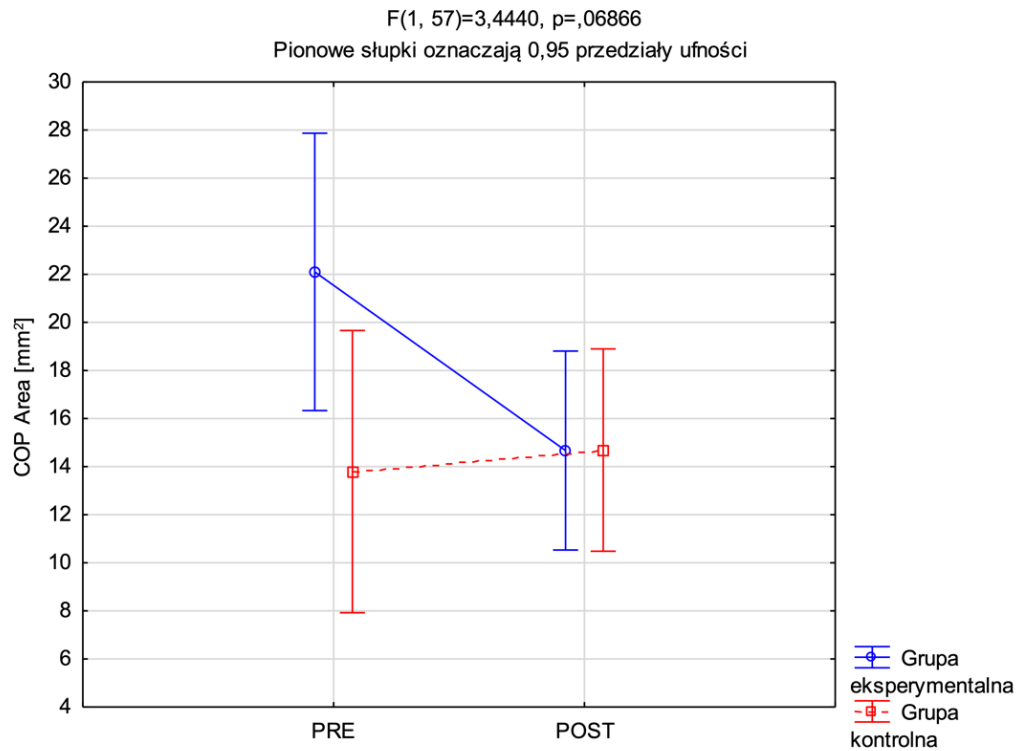
Rycina 46. Średnie przemieszczenie COP w płaszczyźnie czołowej (COP X) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na zablokowanych SIJ w grupie eksperymentalnej i w grupie kontrolnej



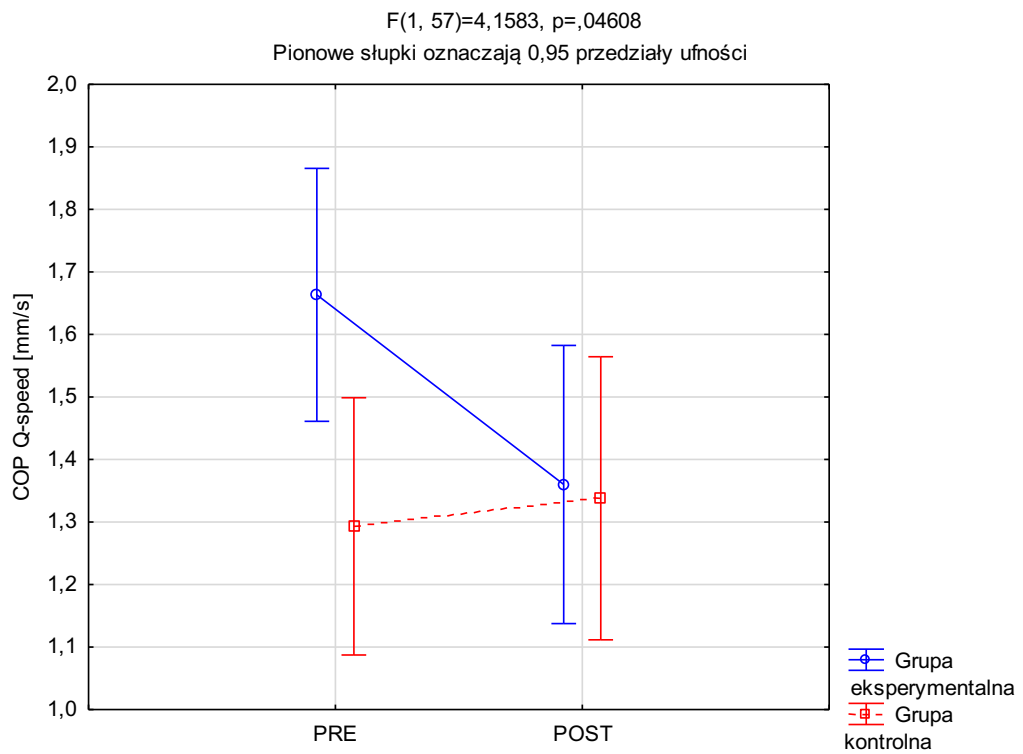
Rycina 47. Średnie przemieszczenie COP w płaszczyźnie strzałkowej (COP Y) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na zablokowanych SIJs w grupie eksperymentalnej i w grupie kontrolnej



Rycina 48. Średnia długość drogi zakreślonej przez COP (COP Length) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na zablokowanych SIJs w grupie eksperymentalnej i w grupie kontrolnej



Rycina 49. Średnie pole powierzchni przemieszczeń COP (COP Area) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na zablokowanych SIJs w grupie eksperymentalnej i w grupie kontrolnej



Rycina 50. Średnia prędkość przemieszczeń COP (COP Q-speed) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na zablokowanych SIJs w grupie eksperymentalnej i w grupie kontrolnej

5.1.3. Zmiany przemieszczenia COP na skutek przeprowadzonego zabiegu manipulacji w grupie eksperymentalnej oraz w grupie kontrolnej

W niniejszej pracy porównano również wskaźniki dotyczące COP przed i po zabiegu manipulacji w każdej z badanych grup oddzielnie. W tym celu zastosowano test t-Studenta dla zmiennych zależnych (Tab. 8).

Tabela 8. Istotność różnicy $R=(POST-PRE)$ dla zmiennych dotyczących COP oddzielnie w grupie eksperymentalnej i w grupie kontrolnej - wartości testu t-Studenta dla prób zależnych

Zmienna	Grupa eksperymentalna				Grupa kontrolna			
	df	t	p	d Cohena	df	t	p	d Cohena
R-COP X	29	-0,280	0,7812	0,069	28	-1,108	0,2775	0,254
R-COP Y	29	-2,680	0,0120*	0,531	28	0,248	0,8060	0,053
R-COP Length	29	2,535	0,0169*	0,467	28	-0,452	0,6544	0,113
R-COP Area	29	2,363	0,0250*	0,499	28	-0,280	0,7815	0,076
R-COP Av. Q-speed	29	2,496	0,0185*	0,456	28	-0,374	0,7111	0,094

R = (POST-PRE) - różnice między wartością po manipulacji i wartością przed manipulacją badanych zmiennych; COP X - przemieszczenie COP w osi X; COP Y - przemieszczenie COP w osi Y; COP Length - długość drogi przebycia COP; COP Area - pole drogi przebycia COP; COP Av.Q-speed - średnia prędkość COP; df - stopnie swobody; t - wartość testu t-Studenta dla zmiennych zależnych; p - prawdopodobieństwo testowe; * - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,05$

Rozkłady niektórych badanych zmiennych odbiegały od rozkładu normalnego, dlatego dodatkowo dla nich zastosowano nieparametryczny Test Wilcoxon'a będący alternatywą dla testu t-Studenta dla prób zależnych (Tab. 9).

Tabela 9. Istotność różnic (POST-PRE) dla zmiennych dotyczących COP (których rozkład odbiegał od rozkładu normalnego) oddzielnie w grupie eksperymentalnej i w grupie kontrolnej - wyniki testu Wilcoxon'a dla par zależnych

Para zmiennych	Grupa eksperymentalna				Grupa kontrolna			
	N	T	Z	p	N	T	Z	p
COP Length PRE & POST	30	108,00	2,561	0,0104*	28	195,00	0,182	0,8554
COP Area PRE & POST	29	117,50	2,162	0,0306*	28	177,50	0,581	0,5615
COP Av.Q-speed PRE & POST	26	82,00	2,375	0,0176*	26	164,00	0,292	0,7702

Zmienne - opisane w rozdziale 5.1.1., na s. 34; N - liczebność; T - statystyka T testu Wilcoxon'a; Z - statystyka Z testu Wilcoxon'a; p - prawdopodobieństwo testowe; * - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,05$

Wyniki przeprowadzonych testów nieparametrycznych, zarówno testu U Manna-Whitneya jak i Wilcoxon'a, są zbliżone do wyników testu t-Studenta dla zmiennych niezależnych i zależnych (Tab. 3 i 4 oraz Tab. 8 i 9). Potwierdzenie wyników testów parametrycznych przez testy nieparametryczne skłania do stwierdzenia, że rozkład testu t-Studenta jest dość odporny na odchylenie od normalności.

Wyniki przeprowadzonych testów parametrycznych jak i nieparametrycznych pokazują, że wartości wszystkich badanych cech w grupie kontrolnej w pomiarze dokonanym przed zabiegiem manipulacji są podobne do wartości w drugim pomiarze, czyli wykonanym po zabiegu placebo. Porównywane średnie nieistotnie statystycznie różnią się od siebie (Tab. 8). Nie można uznać zatem, że między pierwszym a drugim pomiarem w grupie kontrolnej dochodzi do istotnej zmiany wartości cech dotyczących przemieszczenia COP. Natomiast w grupie eksperymentalnej identyczna analiza do powyższej wskazuje na występowanie istotnych różnic w zakresie każdej zmiennej związanej z COP z wyjątkiem przemieszczenia COP w osi X, która pozostała bez zmian. W przypadku przemieszczenia COP w osi Y obserwuje się istotne zwiększenie wyniku, który jest w drugim pomiarze bliższy zeru w porównaniu do pomiaru pierwszego. Z kolei w przypadku drogi przebycia COP, pola powierzchni, w jakim droga ta się zawiera oraz średniej prędkości COP po manipulacji eksperymentalnej doszło do istotnego statystycznie zmniejszenia wartości wyniku. Obserwowane efekty mają umiarkowaną siłę, na co wskazują wartości współczynnika d Cohena (Tab. 8).

5.2. Wpływ manipulacji stawu krzyżowo-biodrowego na wartości parametrów goniometrycznych

5.2.1. Rozkład badanych zmiennych goniometrycznych

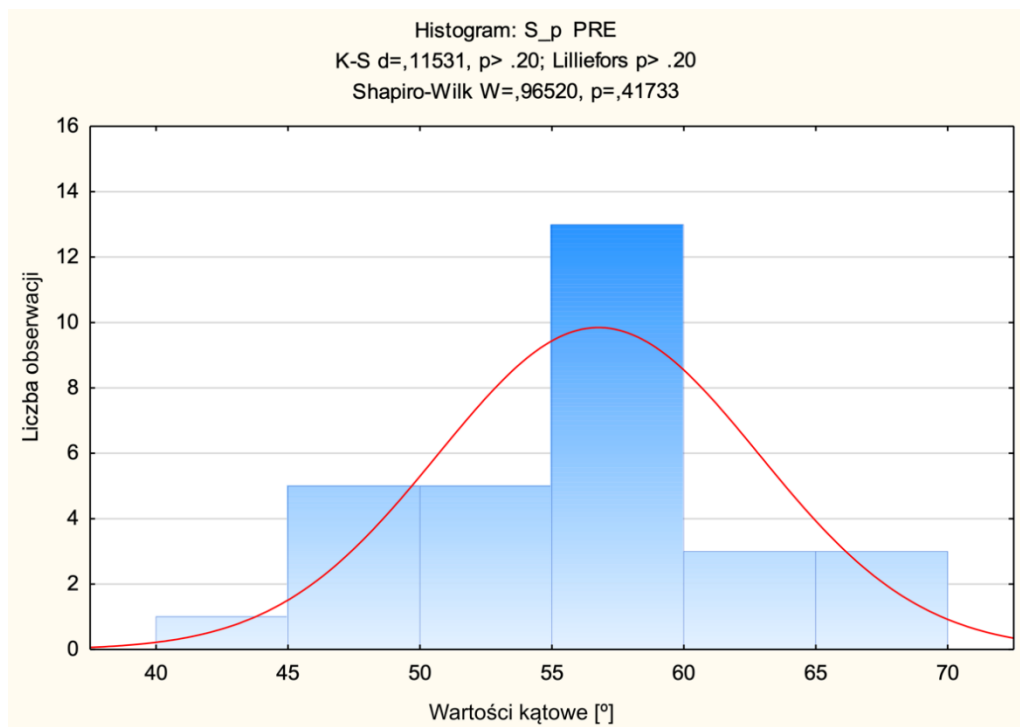
W badaniu normalności rozkładu zmiennych goniometrycznych zastosowano trzy testy: test Kołmogorova-Smirnova, test Lillieforsa oraz test Shapiro-Wilka. Wyznaczoną na podstawie statystyki testowej wartość p porównano z poziomem istotności $\alpha \leq 0,05$. Założono, że jeżeli dla któregośkolwiek z tych trzech testów prawdopodobieństwo testowe jest większe lub równe z poziomem istotności α ($p \geq \alpha$), to nie ma podstaw do odrzucenia hipotezy o normalności rozkładu danej zmiennej. Jeżeli dla wszystkich trzech testów $p \leq \alpha$, odrzucono hipotezę, że rozkład badanej cechy w populacji jest rozkładem normalnym.

Krzywe rozkładu badanych zmiennych goniometrycznych przedstawiono na wykresach kolumnowych oddzielnie dla grupy eksperymentalnej i kontrolnej (Ryc. 51-78). Badano następujące zmienne dotyczące lędźwiowego odcinka:

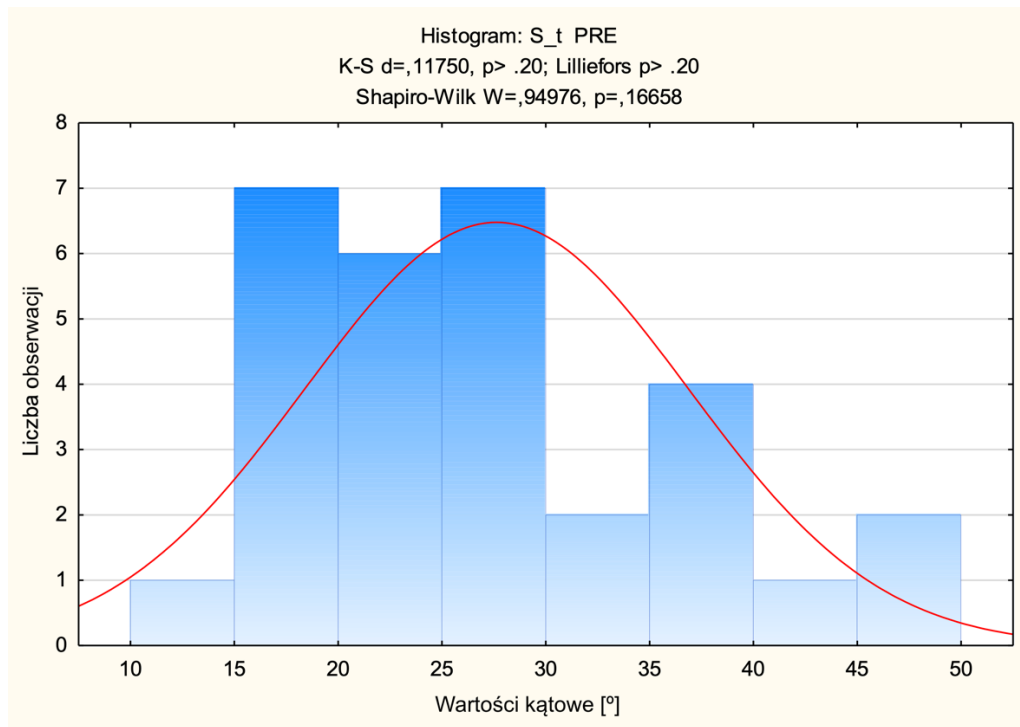
- S_p PRE - zginanie do przodu w płaszczyźnie strzałkowej, przed manipulacją (S - płaszczyzna strzałkowa, ang. *sagittal*; p - przód; PRE - pomiar wykonany przed manipulacją),
- S_p POST - zginanie do przodu w płaszczyźnie strzałkowej, po manipulacji (POST - pomiar wykonany po manipulacji),

- S_t PRE - zginanie do tyłu w płaszczyźnie strzałkowej przed manipulacją (t - tył),
- S_t POST - zginanie do tyłu w płaszczyźnie strzałkowej po manipulacji,
- F_p PRE - zginanie boczne w prawo w płaszczyźnie czołowej przed manipulacją (F - płaszczyzna czołowa, ang. *frontal*; p - prawa),
- F_p POST - zginanie boczne w prawo w płaszczyźnie czołowej po manipulacji,
- F_l PRE - zginanie boczne w lewo w płaszczyźnie czołowej przed manipulacją (l - lewa),
- F_l POST - zginanie boczne w lewo w płaszczyźnie czołowej po manipulacji,
- T_p PRE - rotacja w prawo w płaszczyźnie poprzecznej przed manipulacją (T – płaszczyzna poprzeczna, ang. *transverse*; p - prawa),
- T_p POST - rotacja w prawo w płaszczyźnie poprzecznej po manipulacji,
- T_l PRE - rotacja w lewo w płaszczyźnie poprzecznej przed manipulacją (l - lewa)
- T_l POST - rotacja w lewo w płaszczyźnie poprzecznej po manipulacji
- LL PRE - lordoza lędźwiowa przed manipulacją,
- LL POST - lordoza lędźwiowa po manipulacji.

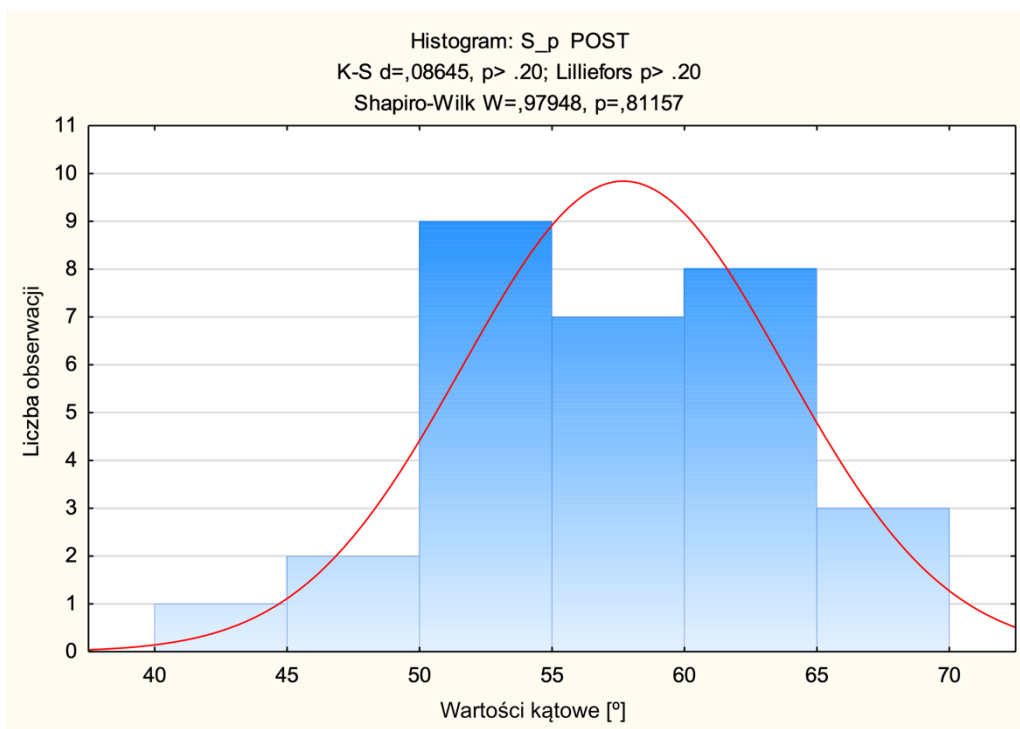
Histogramy przedstawiające rozkłady badanych cech goniometrycznych dla grupy eksperymentalnej



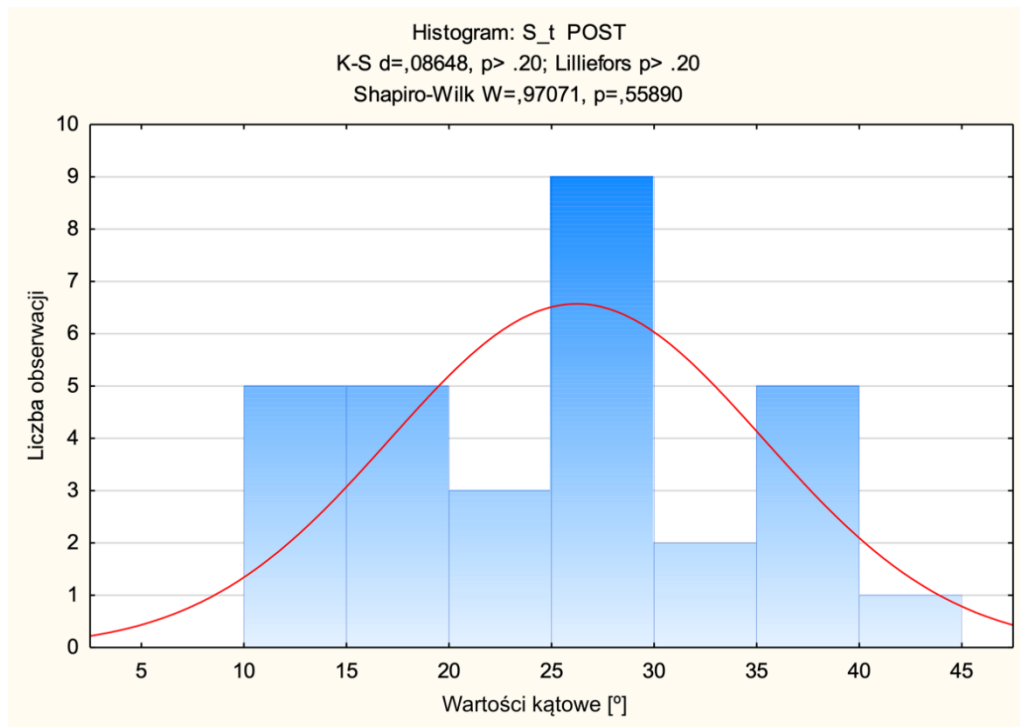
Rycina 51. Rozkład zmiennej: zginanie do przodu (S_p) przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie eksperymentalnej



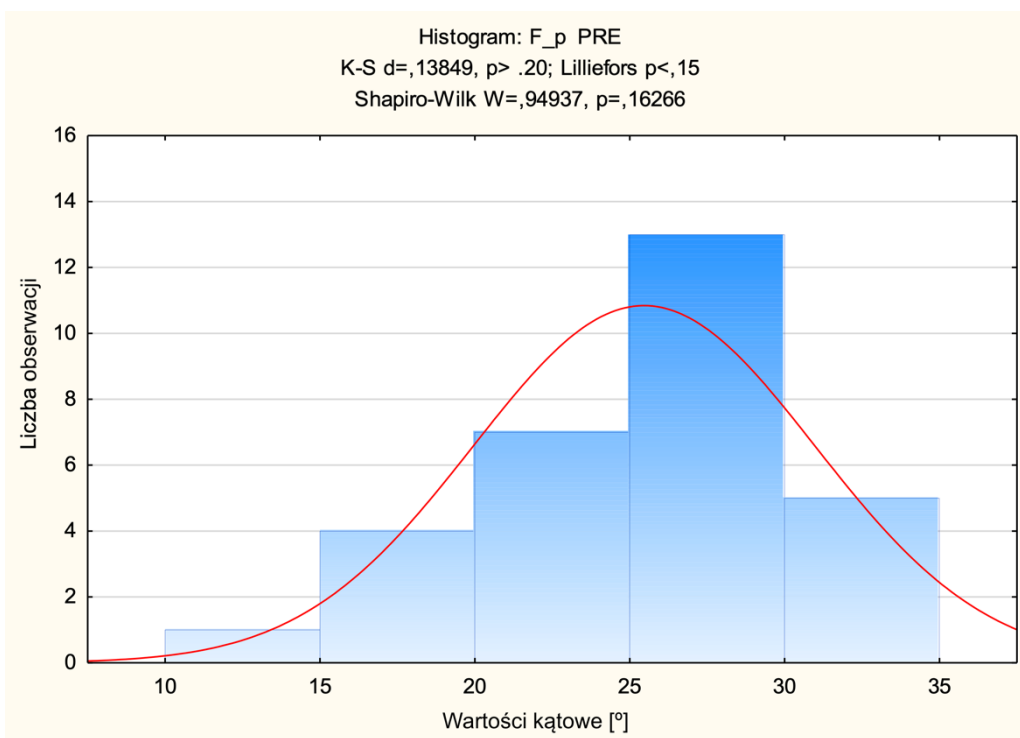
Rycina 52. Rozkład zmiennej: zginanie do tyłu (S_t) przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie eksperymentalnej



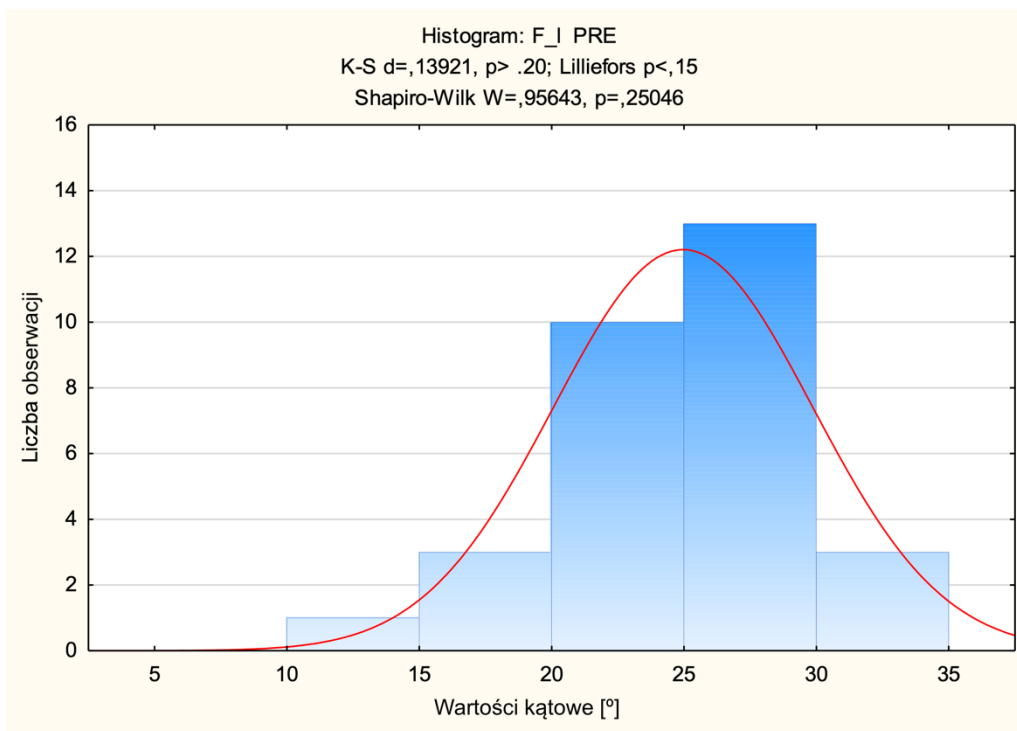
Rycina 53. Rozkład zmiennej: zginanie do przodu (S_p) po wykonaniu zabiegu manipulacji (POST) w grupie eksperymentalnej



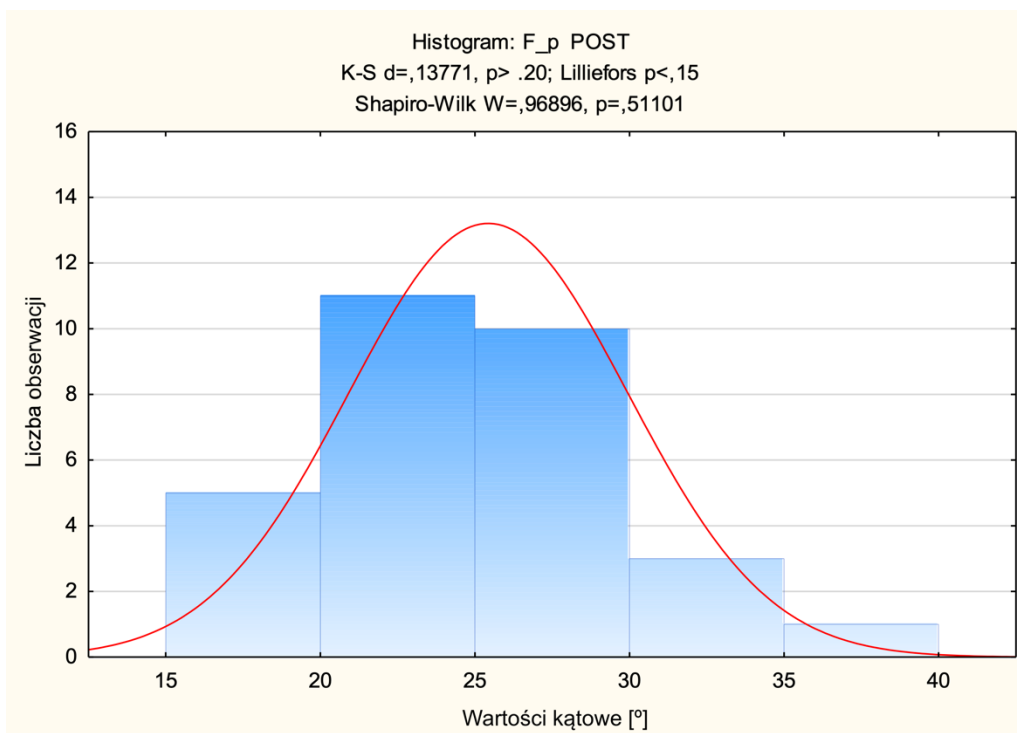
Rycina 54. Rozkład zmiennej: zginanie do tyłu (S_t) po wykonaniu zabiegu manipulacji (POST) w grupie eksperymentalnej



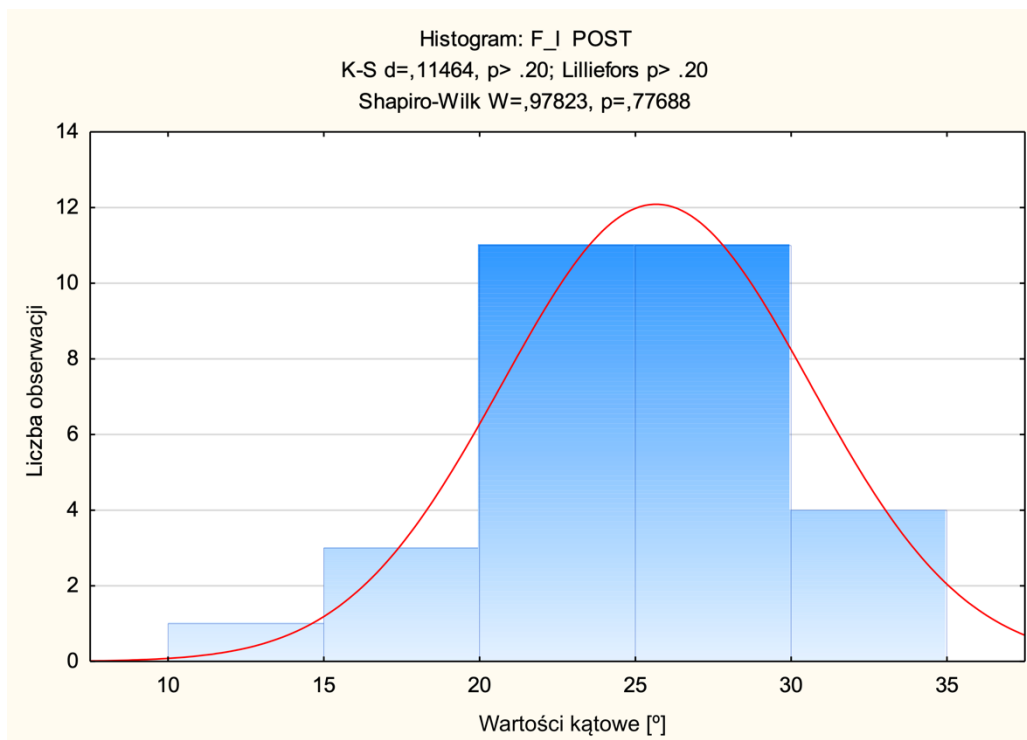
Rycina 55. Rozkład zmiennej: zginanie boczne w prawo (F_p) przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie eksperymentalnej



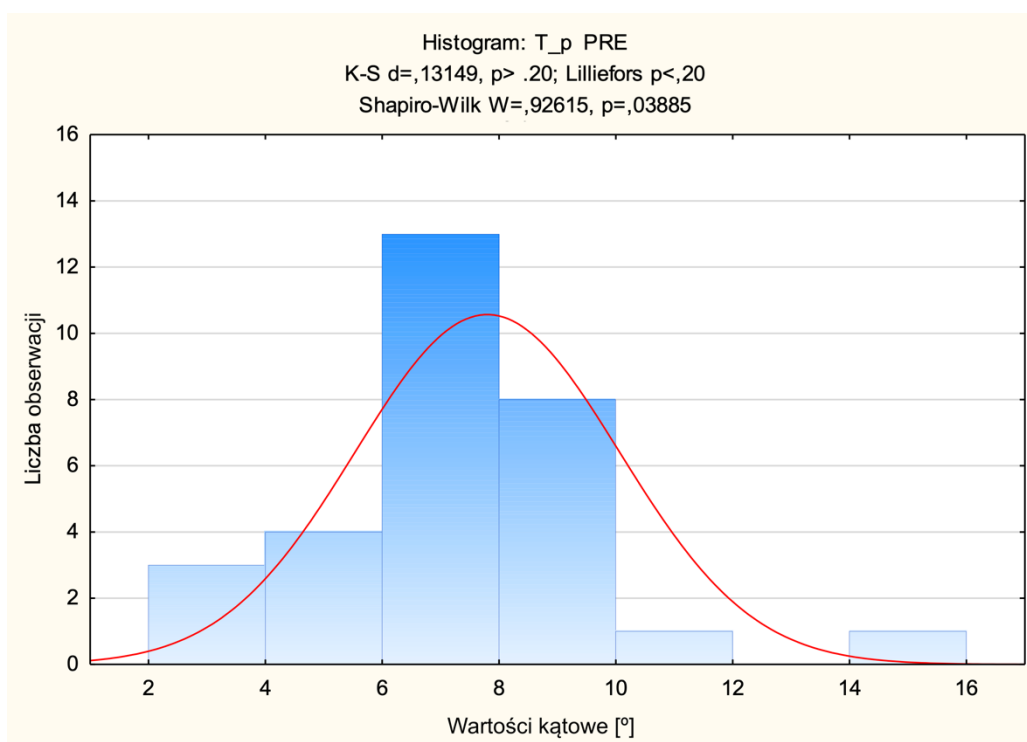
Rycina 56. Rozkład zmiennej: zginanie boczne w lewo (F_l) przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie eksperymentalnej



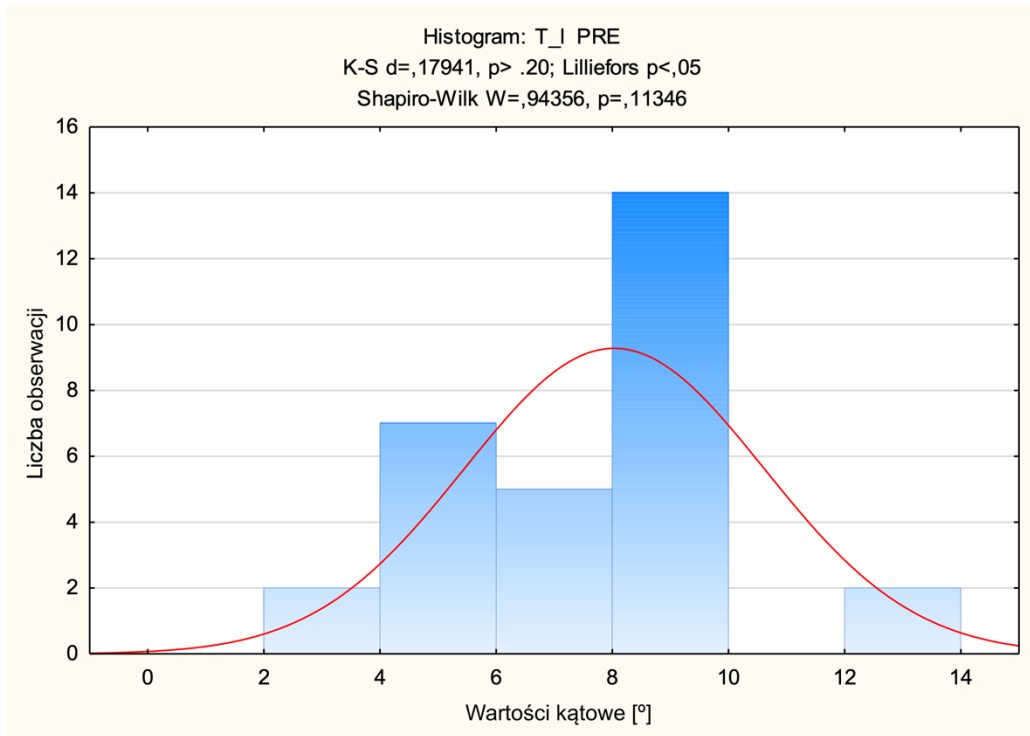
Rycina 57. Rozkład zmiennej: zginanie boczne w prawo (F_p) po wykonaniu zabiegu manipulacji (POST) w grupie eksperymentalnej



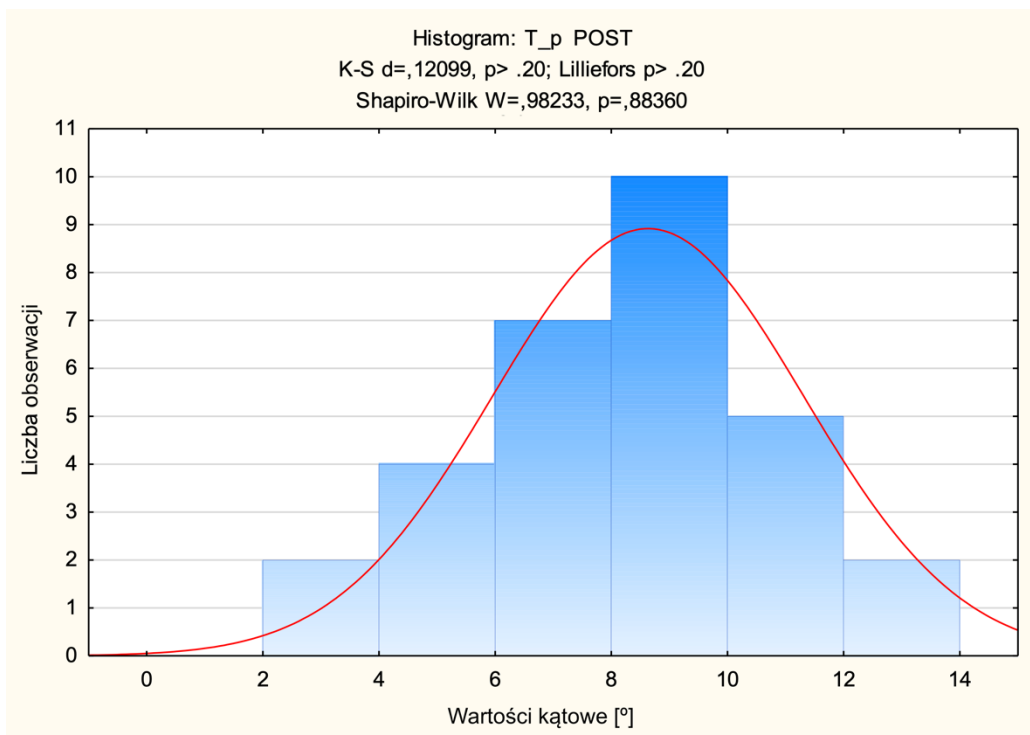
Rycina 58. Rozkład zmiennej: zginanie boczne w lewo (F_I) po wykonaniu zabiegu manipulacji (POST) w grupie eksperymentalnej



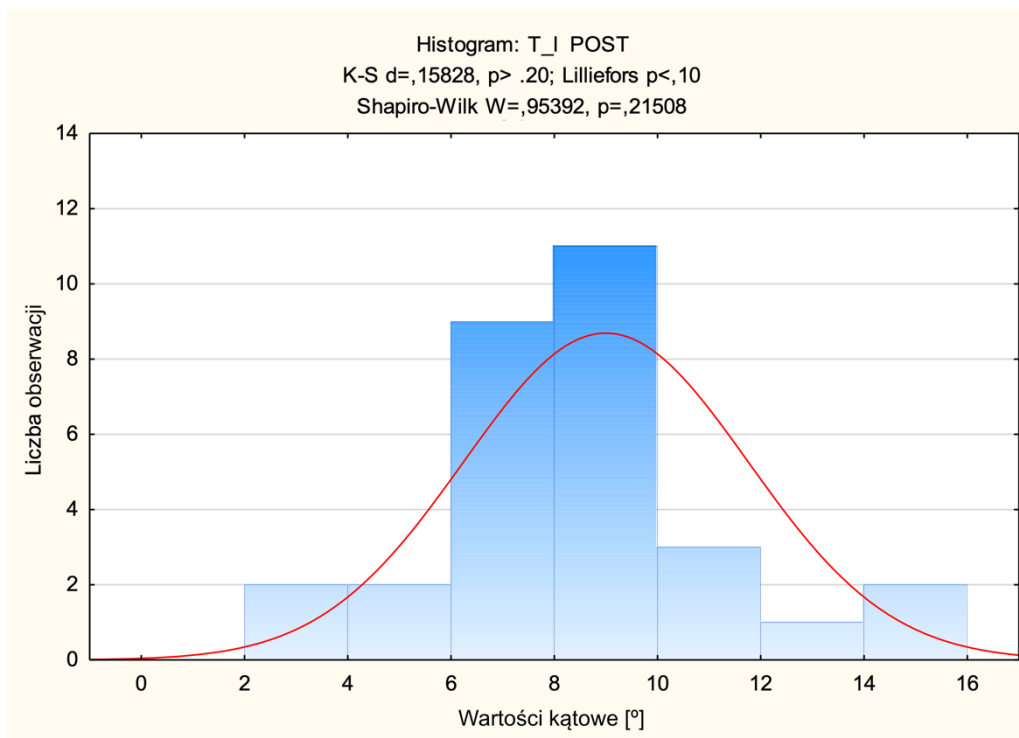
Rycina 59. Rozkład zmiennej: rotacja w prawo (T_p) przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie eksperymentalnej



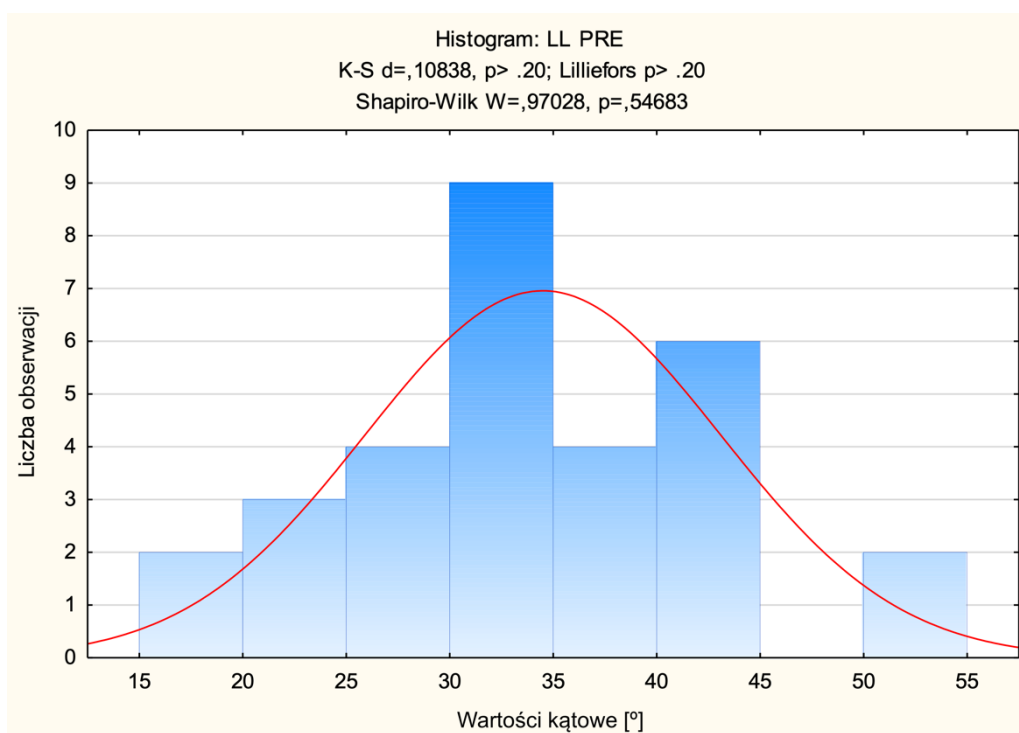
Rycina 60. Rozkład zmiennej: rotacja w lewo (T_l) przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie eksperymentalnej



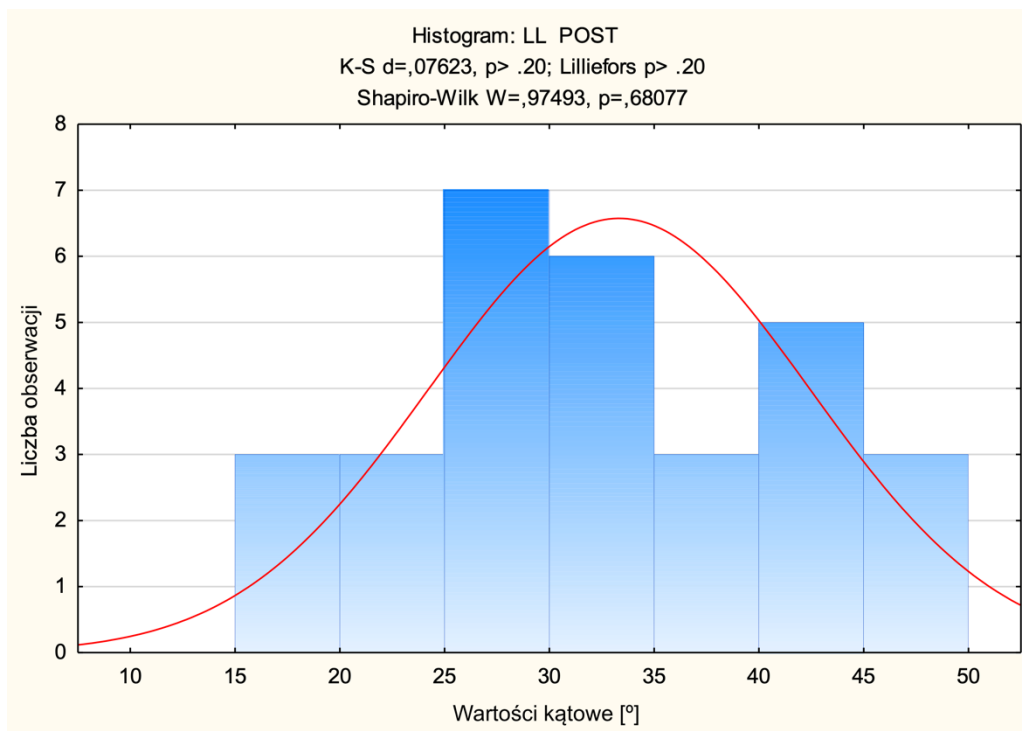
Rycina 61. Rozkład zmiennej: rotacja w prawo (T_p) po wykonaniu zabiegu manipulacji (POST) w grupie eksperymentalnej



Rycina 62. Rozkład zmiennej: rotacja w lewo (T_I) po wykonaniu zabiegu manipulacji (POST) w grupie eksperymentalnej

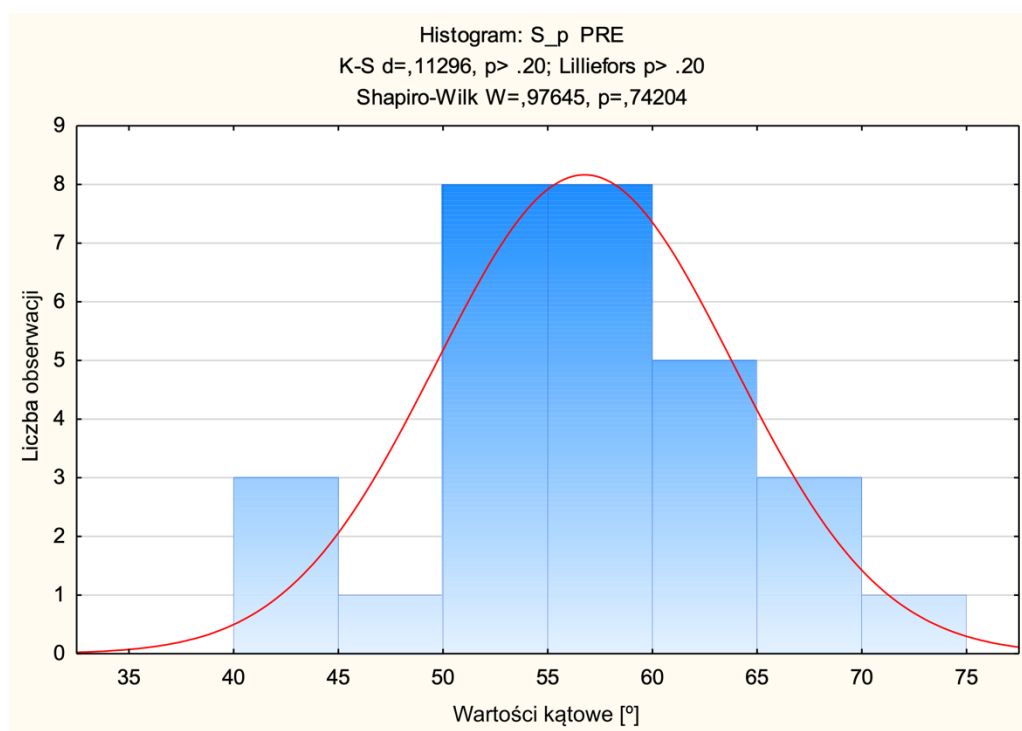


Rycina 63. Rozkład zmiennej: lordoza lędźwiowa (LL) przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie eksperymentalnej

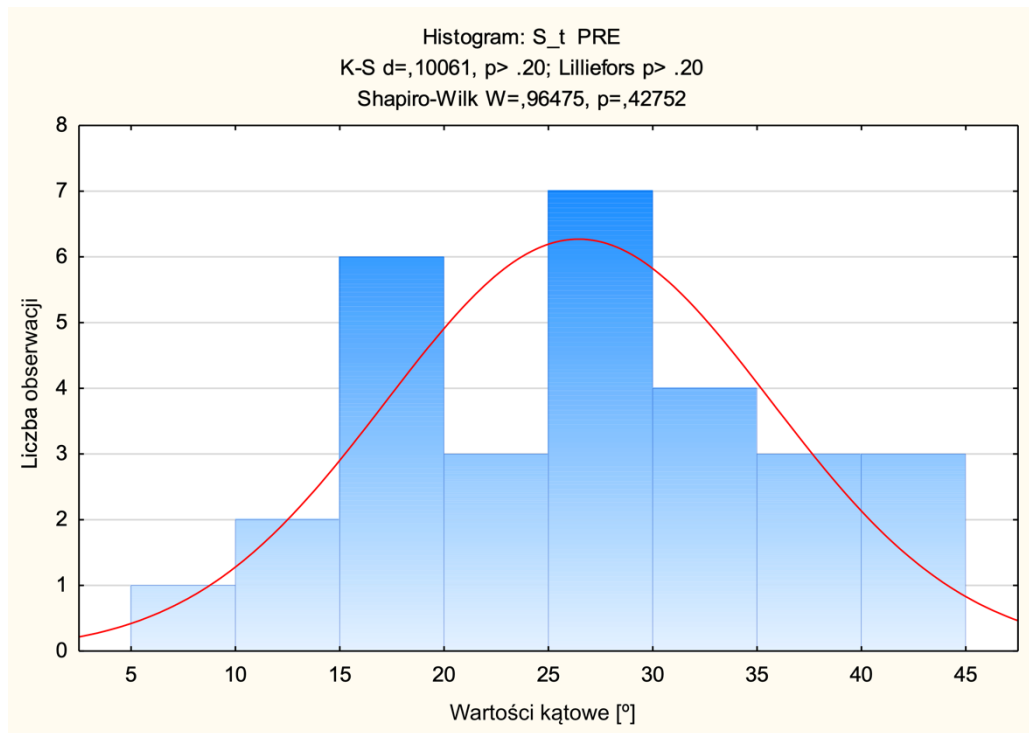


Rycina 64. Rozkład zmiennej: lordoza lędźwiowa (LL) po wykonaniu zabiegu manipulacji (POST) w grupie eksperymentalnej

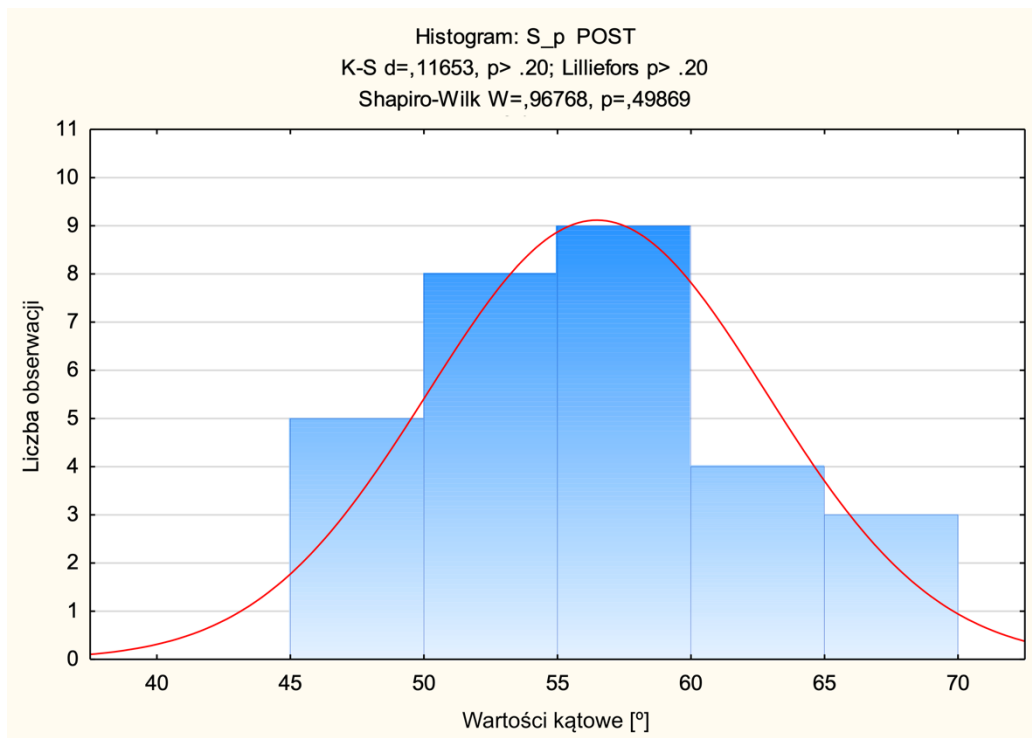
Histogramy przedstawiające rozkłady badanych cech goniometrycznych dla grupy kontrolnej



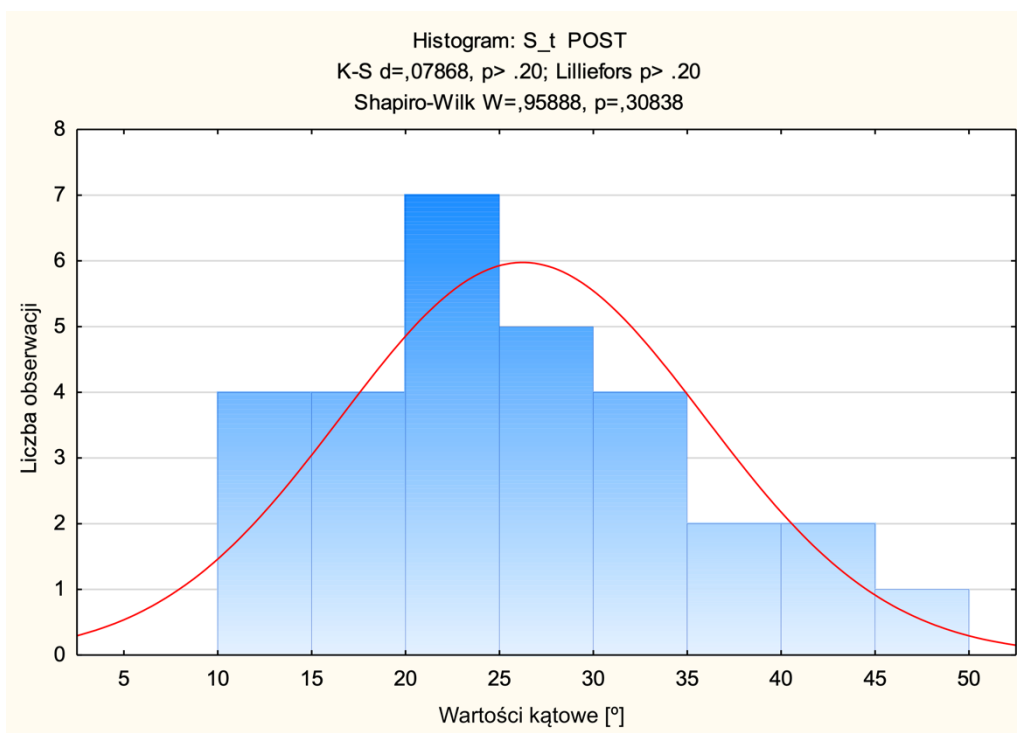
Rycina 65. Rozkład zmiennej: zginanie do przodu (S_p) przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie kontrolnej



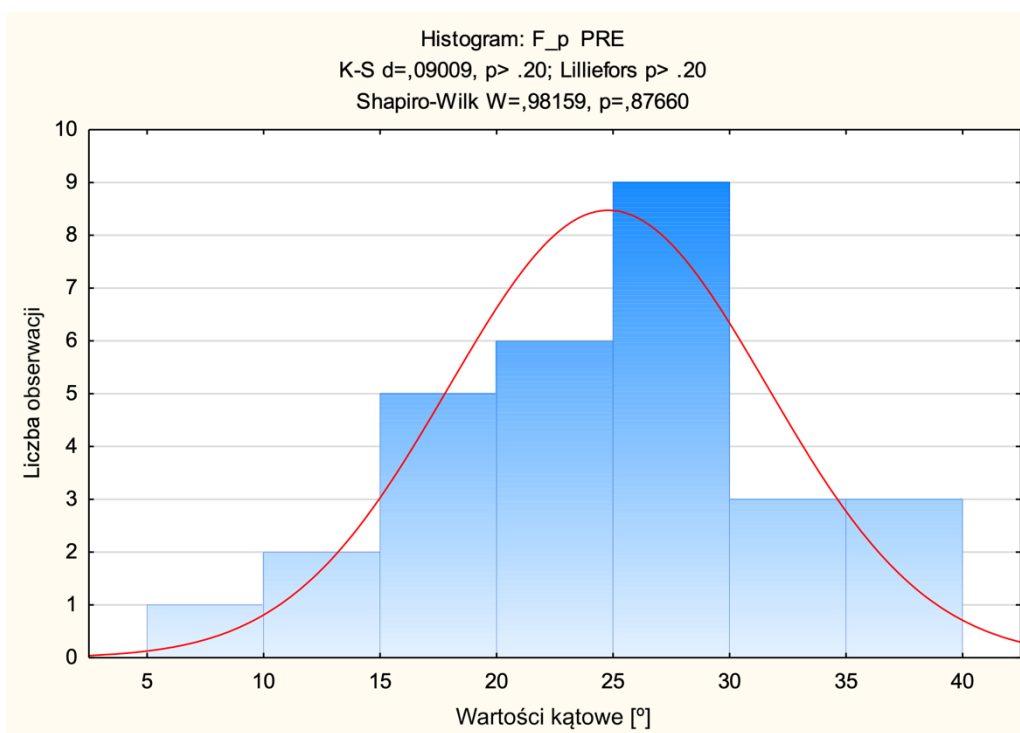
Rycina 66. Rozkład zmiennej: zginanie do tyłu (S_t) przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie kontrolnej



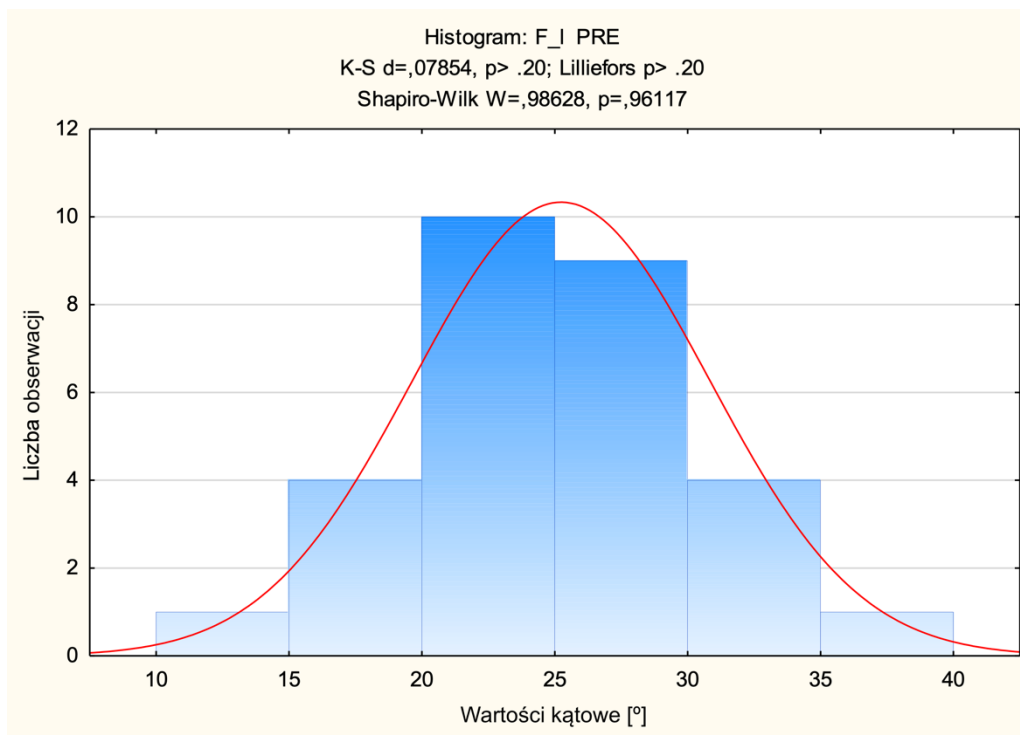
Rycina 67. Rozkład zmiennej: zginanie do przodu (S_p) po wykonaniu zabiegu manipulacji (POST) w grupie kontrolnej



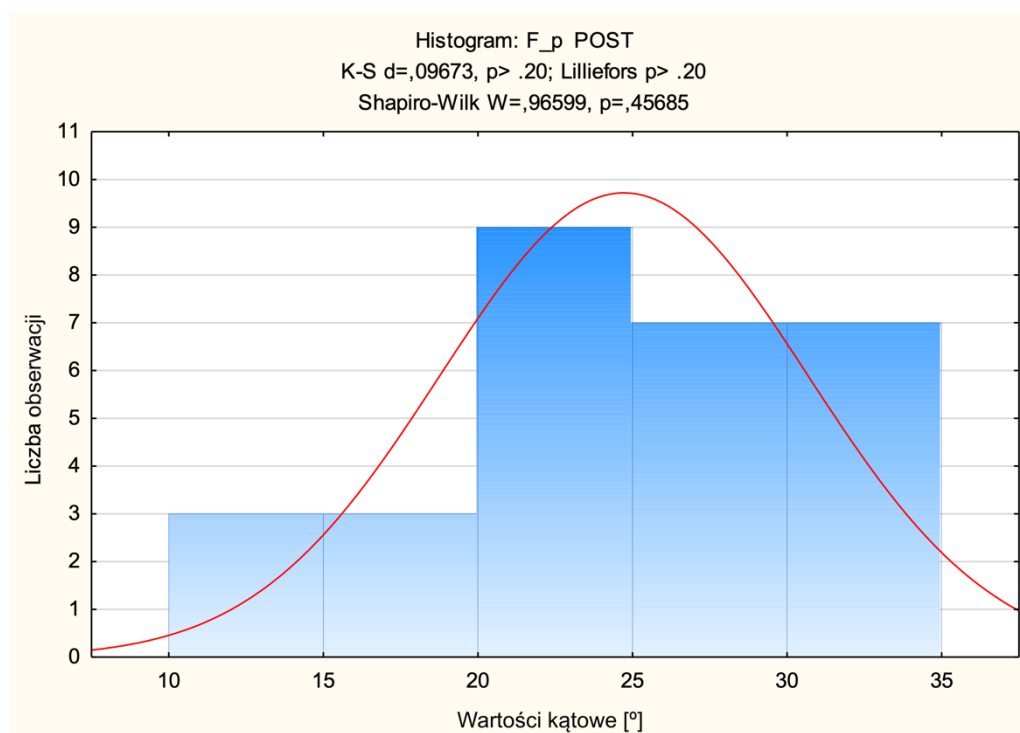
Rycina 68. Rozkład zmiennej: zginanie do tyłu (S_t) po wykonaniu zabiegu manipulacji (POST) w grupie kontrolnej



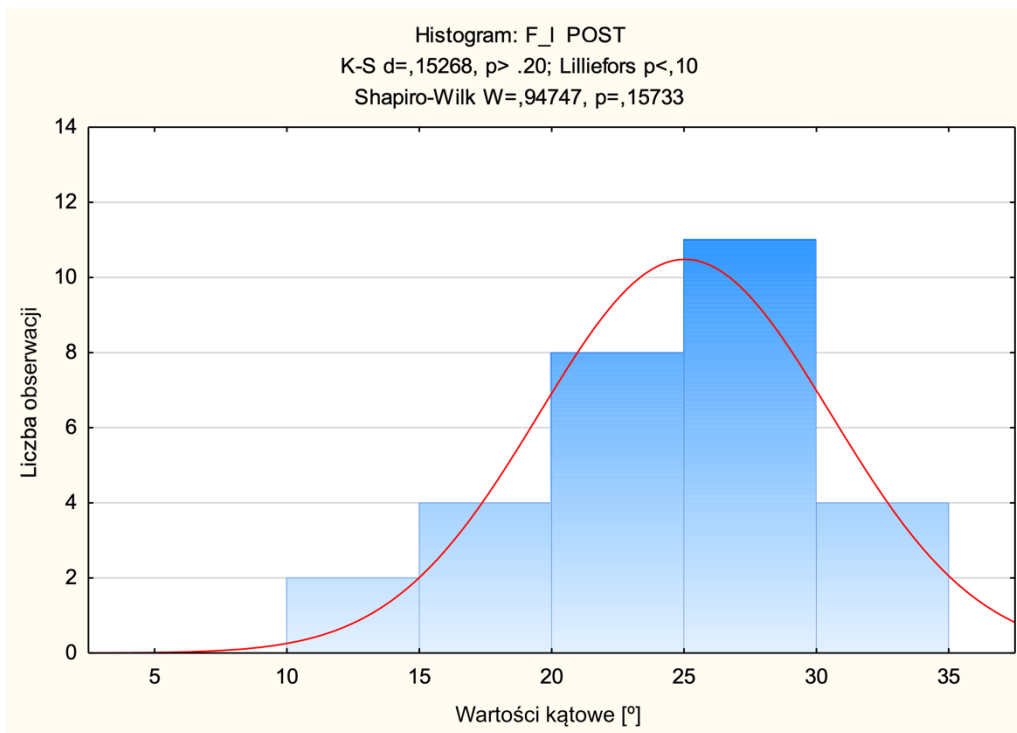
Rycina 69. Rozkład zmiennej: zginanie boczne w prawo (F_p) przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie kontrolnej



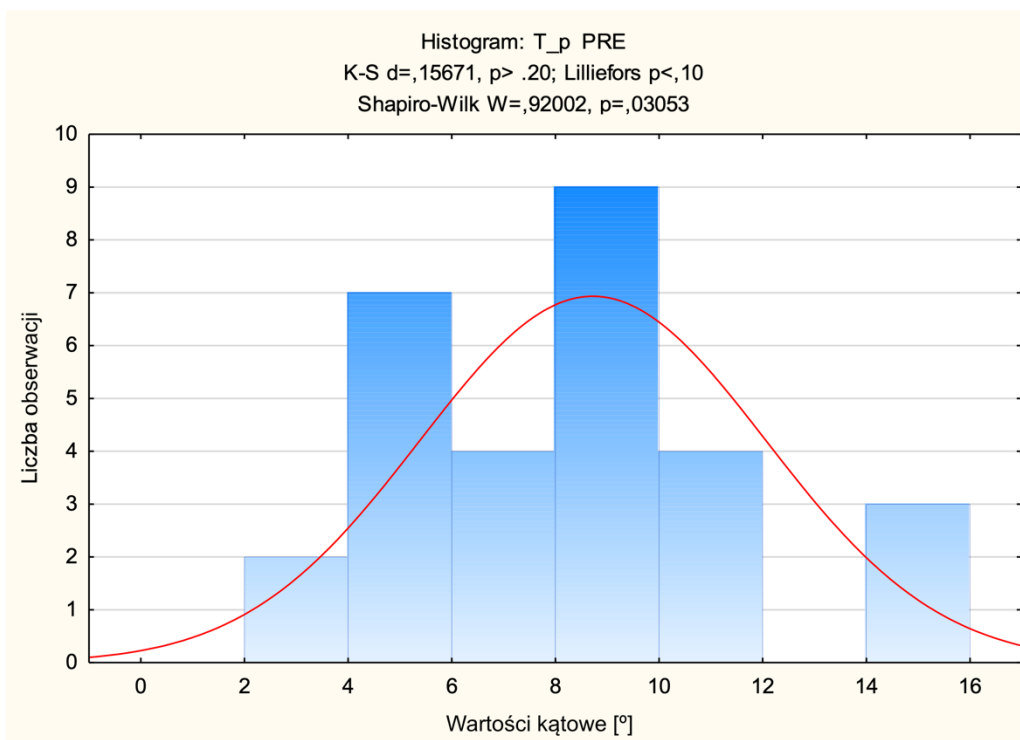
Rycina 70. Rozkład zmiennej: zginanie boczne w lewo (F_l) przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie kontrolnej



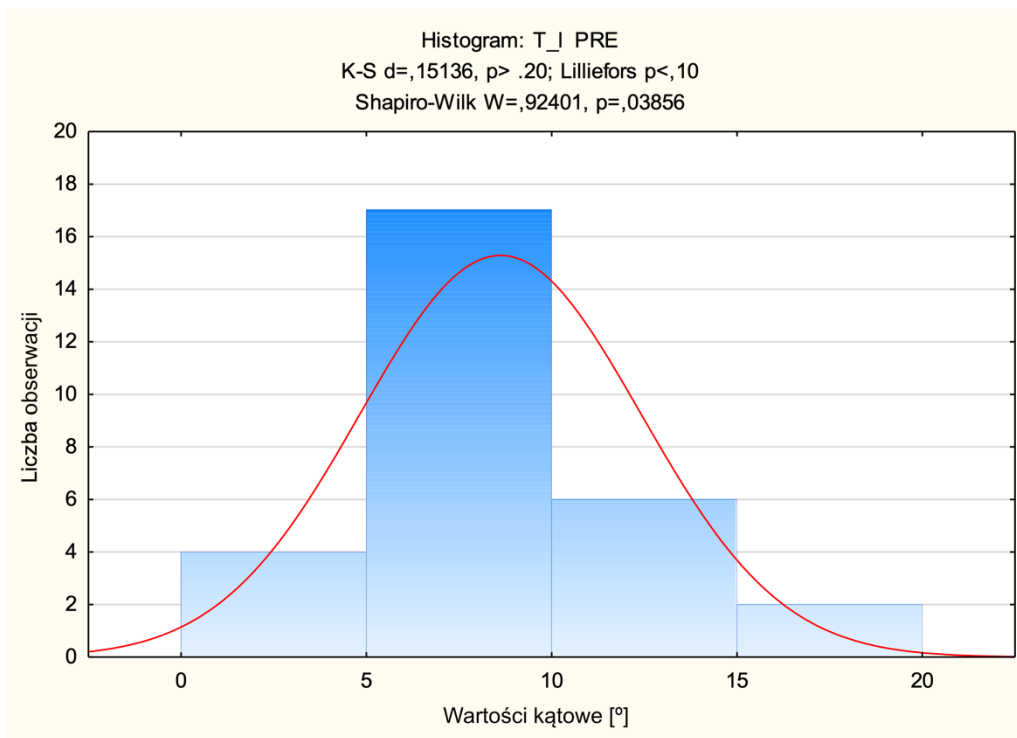
Rycina 71. Rozkład zmiennej: zginanie boczne w prawo (F_p) po wykonaniu zabiegu manipulacji (POST) w grupie kontrolnej



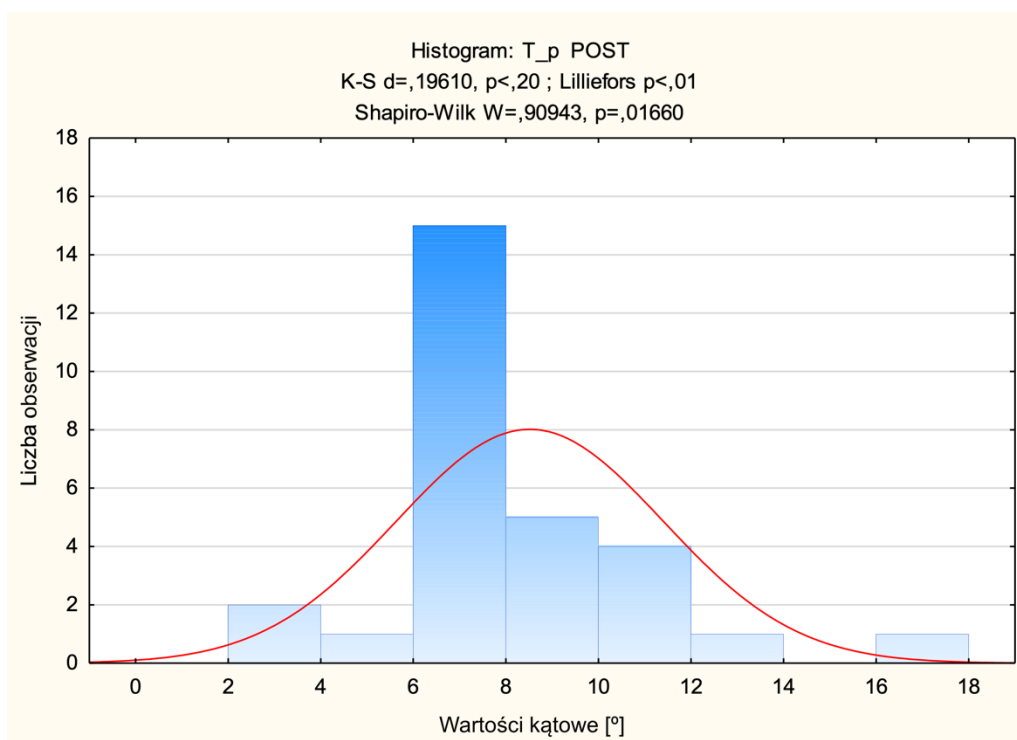
Rycina 72. Rozkład zmiennej: zginanie boczne w lewo (F_l) po wykonaniu zabiegu manipulacji (POST) w grupie kontrolnej



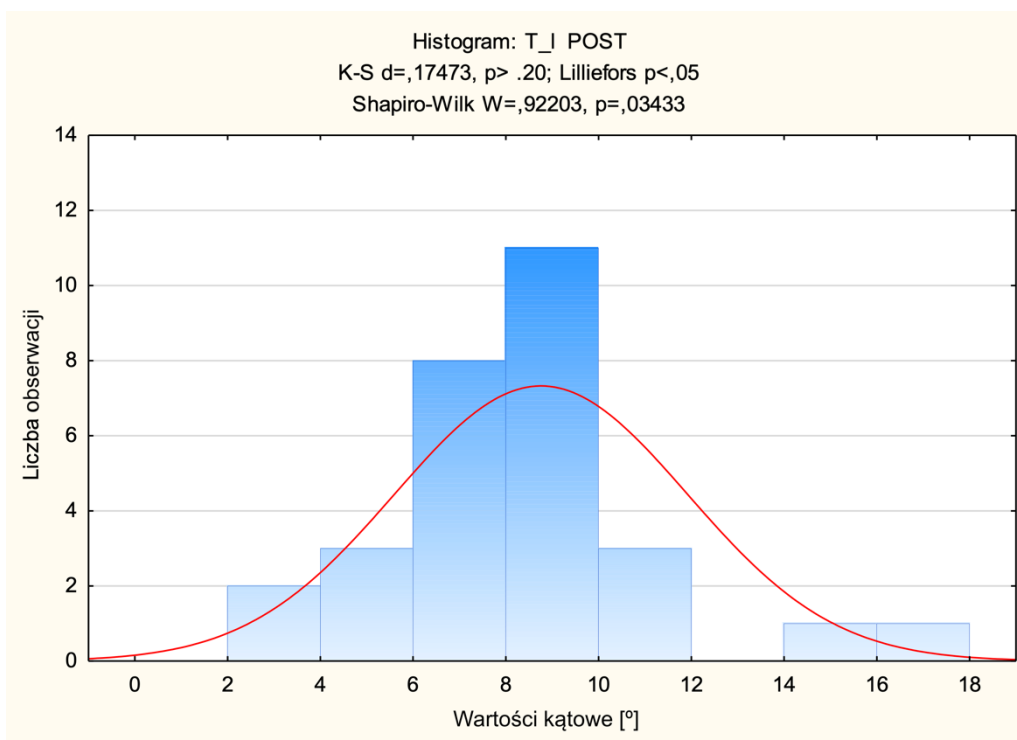
Rycina 73. Rozkład zmiennej: rotacja w prawo (T_p) przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie kontrolnej



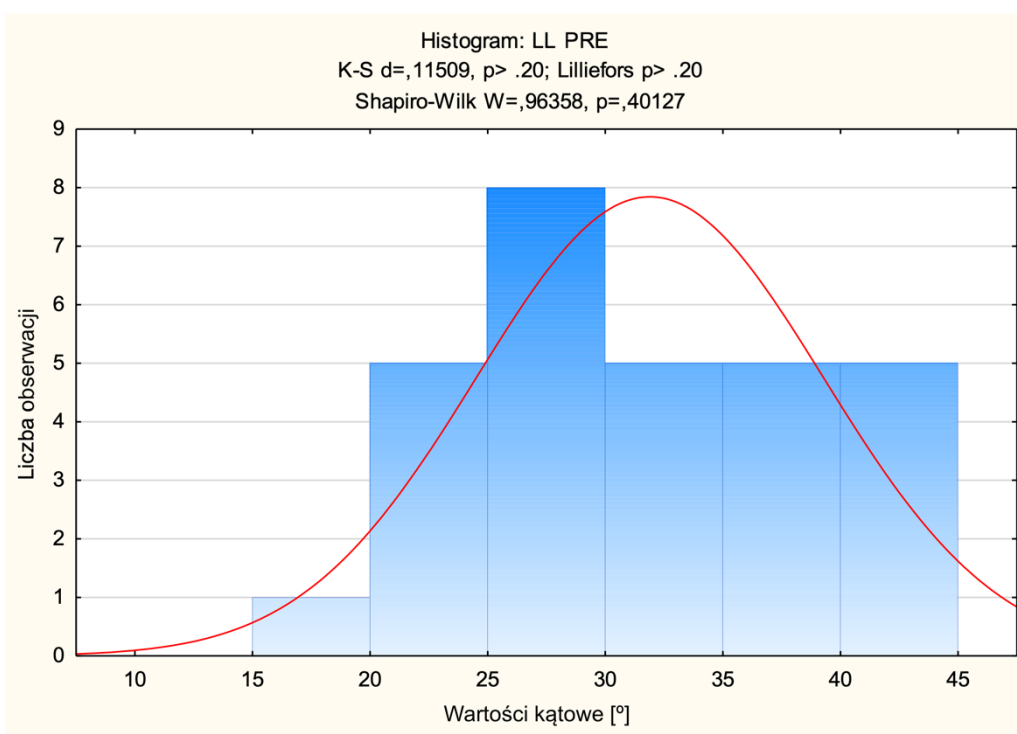
Rycina 74. Rozkład zmiennej: rotacja w lewo (T_l) przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie kontrolnej



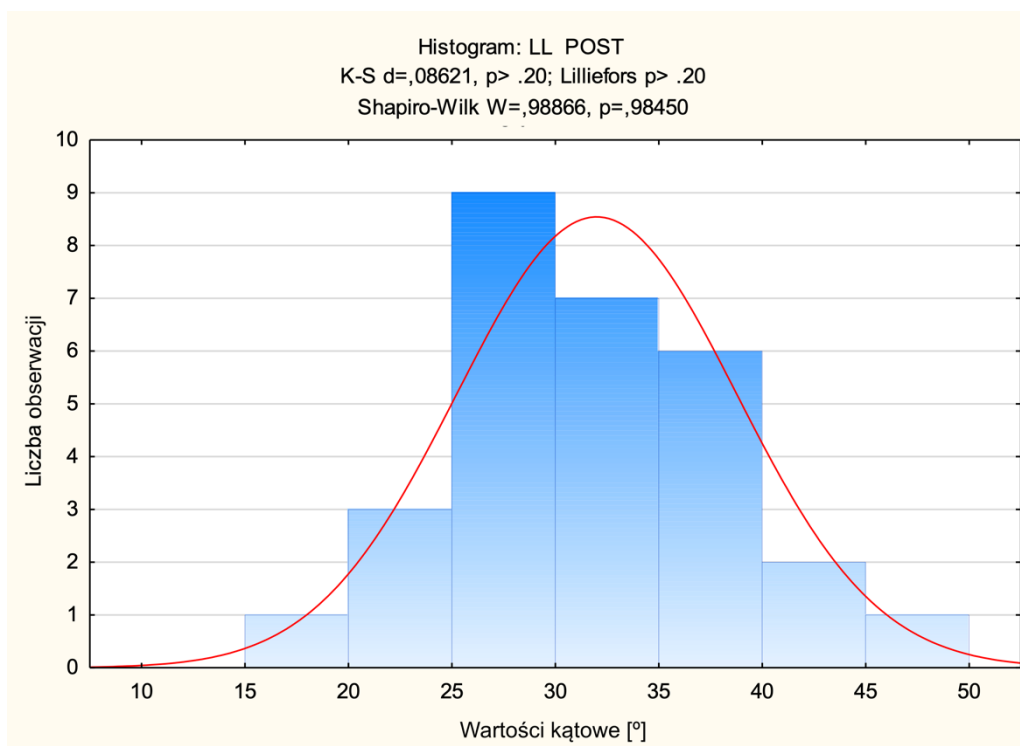
Rycina 75. Rozkład zmiennej: rotacja w prawo (T_p) po wykonaniu zabiegu manipulacji (POST) w grupie kontrolnej



Rycina 76. Rozkład zmiennej: rotacja w lewo (T_I) po wykonaniu zabiegu manipulacji (POST) w grupie kontrolnej



Rycina 77. Rozkład zmiennej: lordoza lędźwiowa (LL) przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie kontrolnej



Rycina 78. Rozkład zmiennej: lordoza lędźwiowa (LL) po wykonaniu zabiegu manipulacji (POST) w grupie kontrolnej

Powyższe wykresy i wartości p testów normalności rozkładu (przy założeniu $p \leq 0,05$ spełnionym przez wszystkie trzy testy) wskazują, że zarówno w grupie eksperymentalnej jak i kontrolnej dla żadnej z badanych zmiennych goniometrycznych nie było podstaw do odrzucenia hipotezy o normalności rozkładu. Jedynie w grupie kontrolnej dla zmiennej: T_p POST, czyli rotacji w prawo wykonanej po manipulacji, wartość p testu Lillieforsa oraz testu Shapiro-Wilka była mniejsza od 0,05. Jednak histogram przedstawiający rozkład tej zmiennej nie charakteryzował się skośnością wskazującą na wyraźną asymetrię w rozkładzie obserwowanych wyników, a średnia arytmetyczna i mediana tej cechy były podobne. W poprzednim rozdziale zastosowane dodatkowo dla niektórych zmiennych o rozkładzie odbiegającym od normalnego testy nieparametryczne potwierdziły wyniki testów parametrycznych, co przyczyniło się do stwierdzenia, że rozkład testu t-Studenta dla zmiennych niezależnych i zależnych jest dość odporny na odchylenie od normalności. Stąd też zrezygnowano z dodatkowego stosowania testów nieparametrycznych dla zmiennej: rotacji w prawo po manipulacji.

5.2.2. Porównanie wartości kątowych lordozy lędźwiowej oraz ruchomości odcinka lędźwiowego kręgosłupa przed zabiegiem manipulacji SIJ i po wykonanym zabiegu w grupach: eksperymentalnej i kontrolnej oraz między tymi grupami

Celem określenia wpływu manipulacji stawu krzyżowo-biodrowego na wartości parametrów goniometrycznych dokonano porównania wartości kątowych zakresów ruchów w lędźwiowym odcinku kręgosłupa oraz wartości lordozy lędźwiowej w grupie eksperymentalnej i w grupie kontrolnej przed wykonaniem zabiegu manipulacji oraz po wykonanym zabiegu. Interpretując dane analizy wariancji dla powtarzanych pomiarów, odnotowano istotną statystycznie różnicę jedynie pomiędzy wykonanymi pomiarami przed i po manipulacji PP (PRE, POST) i to tylko dla dwóch zmiennych: zginania do tyłu ($p=0,0501$) oraz rotacji w lewo ($p=0,0211$) jak również istotny wpływ efektu interakcji pomiędzy powtarzanymi pomiarami a grupą (PP*Grupa), ale tylko dla lordozy lędźwiowej ($p=0,0483$) (Tab. 10). Oznacza to, że wskazane czynniki działają nieaddytywnie na tę cechę, wykazując pewien synergizm. Dla pozostałych badanych cech prawdopodobieństwo statystyki testowej $p>0,05$ wskazuje, że żaden z badanych czynników (Grupa: E, K; PP (PRE, POST); PP*Grupa) nie ma istotnego wpływu (brak istotnych różnic pomiędzy pomiarem PRE i POST oraz pomiędzy grupą E i K oraz brak istotnej interakcji pomiędzy powtarzanymi pomiarami a grupą) (Tab. 10).

Obliczoną wartość eta-kwadrat cząstkowe (η^2) (Tab. 10) pomnożono przez 100% i uzyskano miarę procentu wariancji zmiennej zależnej wyjaśnionej przez dany efekt (G, PP, PP*Grupa). Im wyższa wartość η^2 , tym większa proporcja zmienności zmiennej zależnej wyjaśniona jest przez dany efekt. Otrzymane wartości eta-kwadrat cząstkowe wskazują, że czynnik: powtarzany pomiar (PRE, POST) wyjaśnia w 7% zmienność cechy: zginanie do tyłu i w 9% zmienność cechy: rotacja w lewo, a interakcja pomiędzy grupą i powtarzanymi pomiarami wyjaśnia w 7% zmienność lordozy lędźwiowej (Tab. 10).

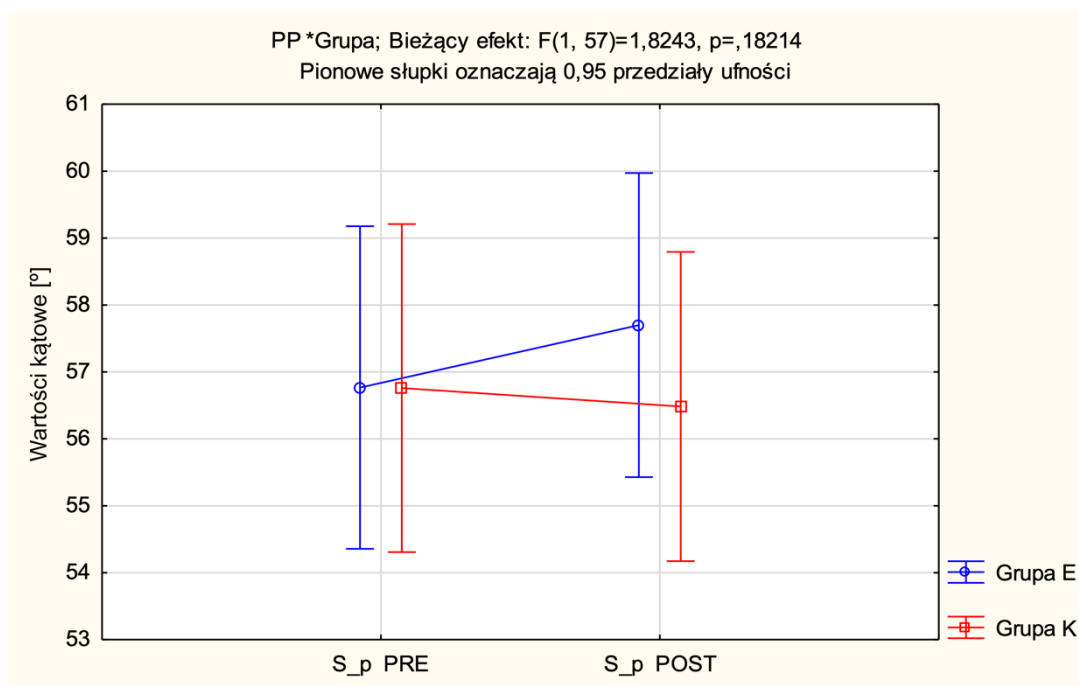
Ponadto przedstawiono w postaci graficznej (Ryc. 79-85) wielkość badanych cech goniometrycznych przed manipulacją i po wykonanej manipulacji w zależności od rodzaju grupy badanej (eksperymentalnej, kontrolnej). Analiza przedstawionych obrazów graficznych wskazuje, że przed manipulacją wartości kątowe zgięcia do tyłu oraz lordozy lędźwiowej były większe w grupie eksperymentalnej niż w grupie kontrolnej, a po wykonanej manipulacji uległy zmniejszeniu i zbliżyły się do wartości grupy kontrolnej, szczególnie zmienna: zginanie do tyłu. Natomiast wartości kątowe rotacji w lewo po manipulacji w grupie eksperymentalnej uległy zwiększeniu, co w efekcie również zmniejszyło różnicę w stosunku do grupy kontrolnej. Pozostałe cechy, czyli zginanie do przodu, zginanie boczne w prawo i lewo oraz rotacja w prawo nie uległy istotnym zmianom na skutek przeprowadzonego zabiegu manipulacji.

Zaobserwowanie zmian wartości tylko trzech spośród siedmiu badanych cech goniometrycznych mogłoby wskazywać na selektywny wpływ jednorazowo wykonanej manipulacji SIJ na ruchomość lędźwiowego odcinka kręgosłupa, działając jedynie na najbardziej zaburzone parametry w stosunku do grupy kontrolnej.

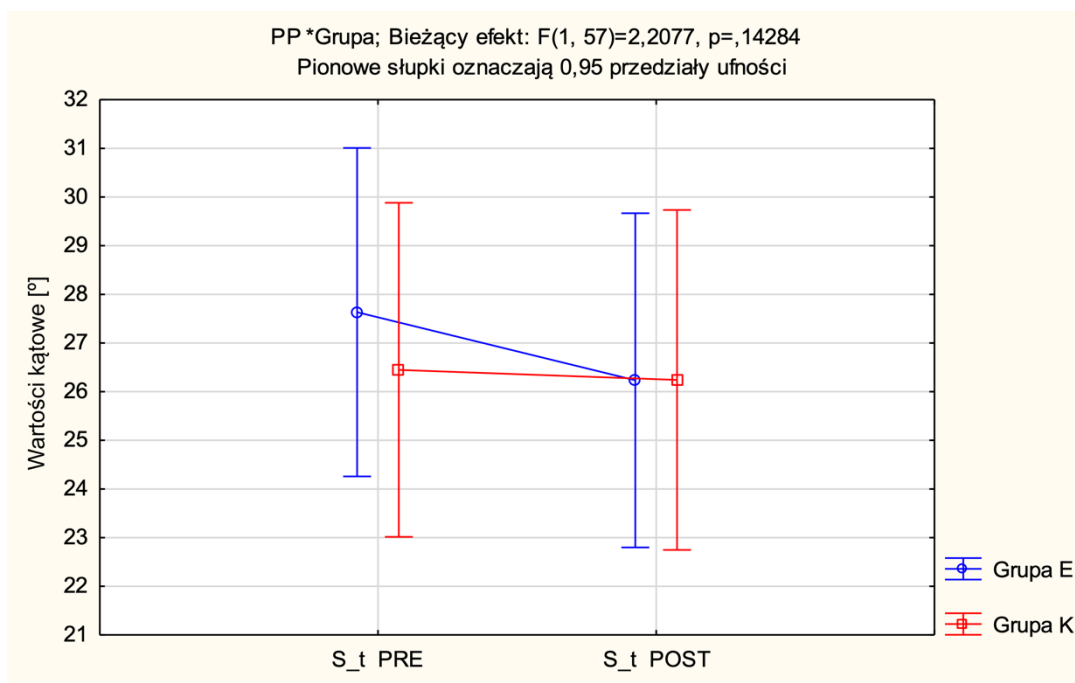
Tabela 10. Zestawienie wyników jednowymiarowej analizy wariancji ANOVA z powtarzanymi pomiarami dla pomiarów goniometrycznych

Zmienna	Grupa (E, K)		PP (PRE, POST)		PP*Grupa	
	p	η^2	p	η^2	p	η^2
S_p	0,7044	0,0025	0,4657	0,0094	0,1821	0,0310
S_t	0,8065	0,0011	0,0500*	0,0656	0,1428	0,0373
F_p	0,6299	0,0041	0,9114	0,0002	0,9691	0,0000
F_l	0,8918	0,0003	0,5360	0,0068	0,2569	0,0225
T_p	0,5486	0,0064	0,2980	0,0190	0,0865	0,0507
T_l	0,8235	0,0009	0,0211*	0,0898	0,0806	0,0526
LL	0,3452	0,0156	0,0966	0,0477	0,0483*	0,0667

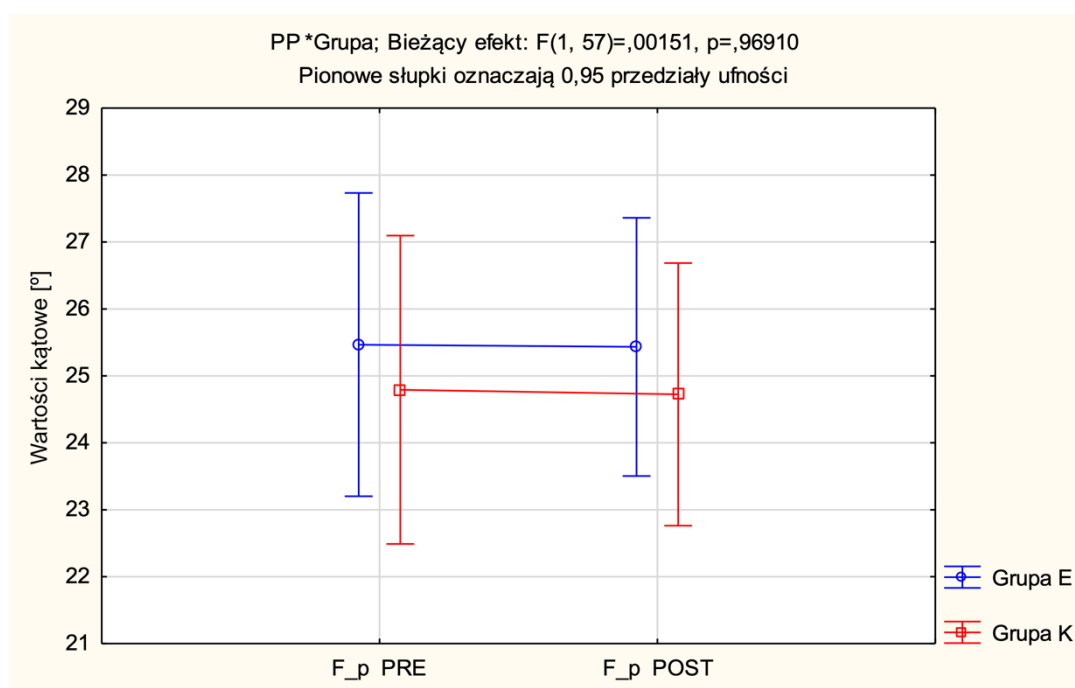
S_p - zgięcie w płaszczyźnie strzałkowej do przodu; S_t - zgięcie w płaszczyźnie strzałkowej do tyłu; F_p - zgięcie boczne w płaszczyźnie czołowej w prawo; F_l - zgięcie boczne w płaszczyźnie czołowej w lewo; T_p - rotacja w prawo; T_l - rotacja w lewo; LL - lordoza lędźwiowa; E - grupa eksperymentalna; K - grupa kontrolna; PP (PRE, POST) - pomiar przed i po zabiegu manipulacji; PP*Grupa - interakcja pomiędzy pomiarami (PRE i POST) a czynnikiem Grupa (E, K); η^2 - eta-kwadrat częściowe; p - prawdopodobieństwo testowe; * - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,05$



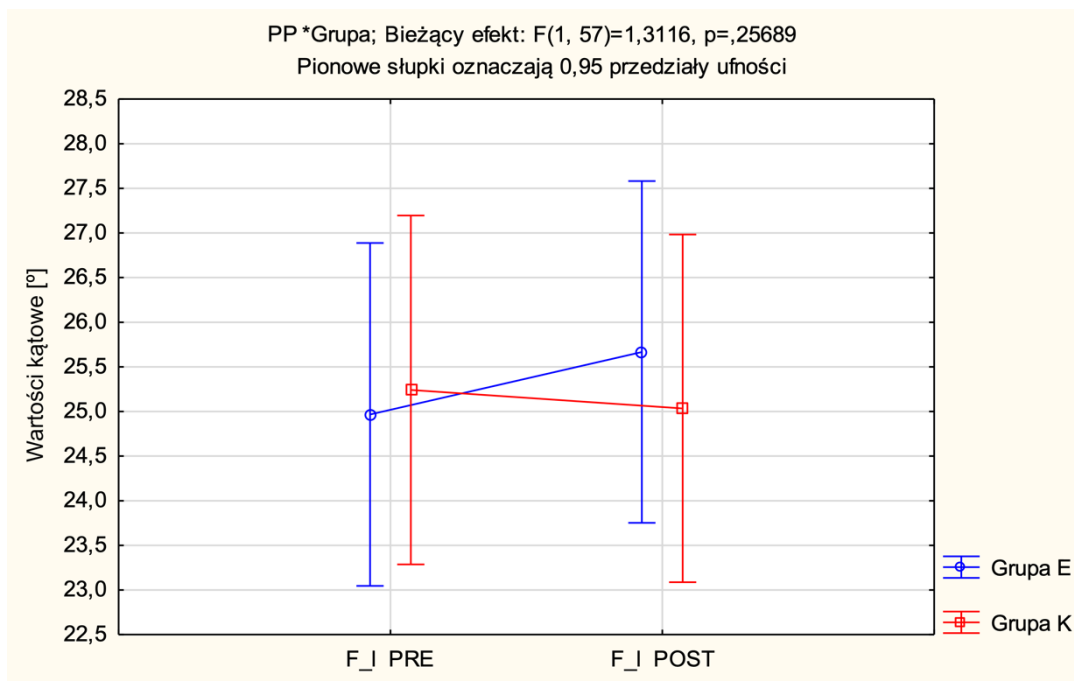
Rycina 79. Średnie wartości kątowe zakresu ruchu: zginania do przodu (S_p) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na zablokowanych SIJs w grupie eksperymentalnej i w grupie kontrolnej



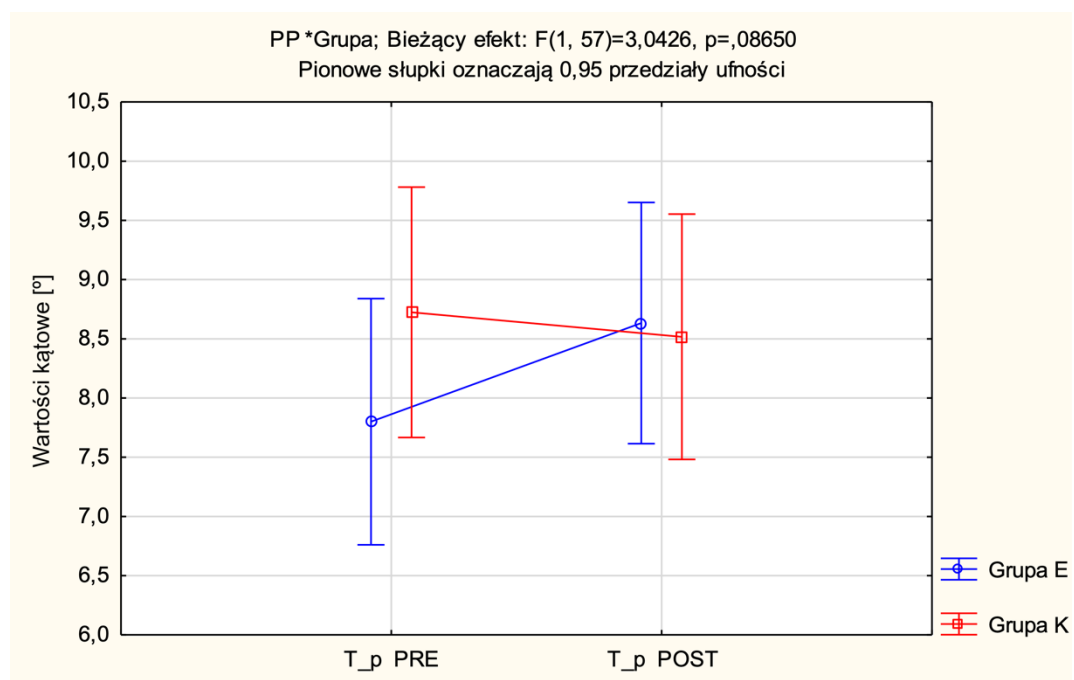
Rycina 80. Średnie wartości kątowe zakresu ruchu: zginania do tyłu (S_t) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na zablokowanych SIJs w grupie eksperymentalnej i w grupie kontrolnej



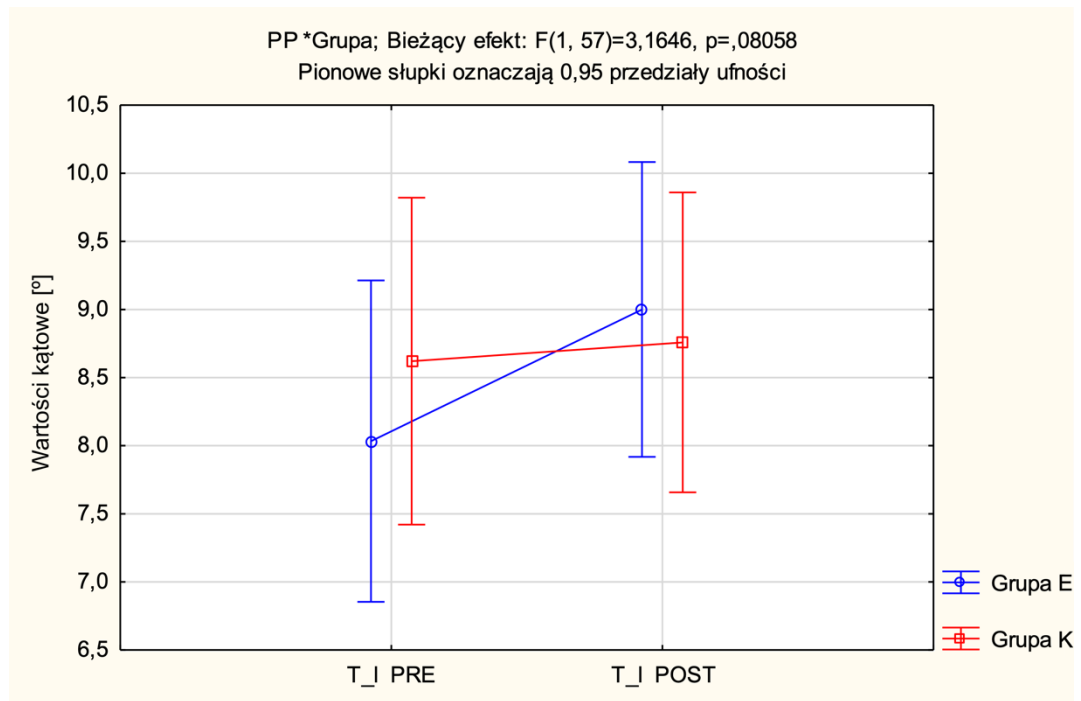
Rycina 81. Średnie wartości kątowe zakresu ruchu: zginania boczne w prawo (F_p) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na zablokowanych SIJs w grupie eksperymentalnej i w grupie kontrolnej



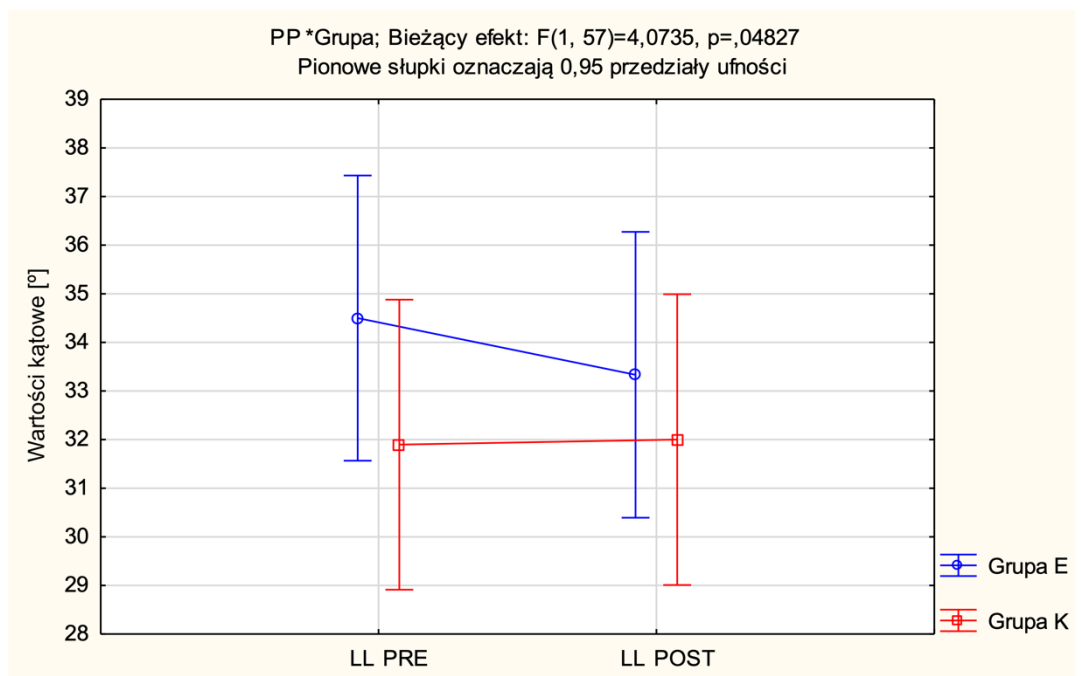
Rycina 82. Średnie wartości katowe zakresu ruchu: zginania bocznego w lewo (F_l) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na zablokowanych SIJs w grupie eksperymentalnej i w grupie kontrolnej



Rycina 83. Średnie wartości katowe zakresu ruchu: rotacji w prawo (T_p) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na zablokowanych SIJs w grupie eksperymentalnej i w grupie kontrolnej



Rycina 84. Średnie wartości kątowe zakresu ruchu: rotacji w lewo (T₁) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na zablokowanych SIJs w grupie eksperymentalnej i w grupie kontrolnej



Rycina 85. Średnie wartości kątowe lordozy lędźwiowej (LL) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na zablokowanych SIJs w grupie eksperymentalnej i w grupie kontrolnej

5.2.2.1. Międzygrupowe porównanie wartości kątowych lordozy lędźwiowej oraz ruchomości odcinka lędźwiowego kręgosłupa przed zabiegiem manipulacji SIJ i po wykonanym zabiegu

W celu sprawdzenia, czy osoby z grupy eksperymentalnej różniły się przed zastosowaną manipulacją i po jej zastosowaniu od osób z grupy kontrolnej w zakresie siedmiu mierzonych parametrów goniometrycznych w lędźwiowym odcinku kręgosłupa, przeprowadzono test t-Studenta dla prób niezależnych. Przed zastosowaniem testu t-Studenta sprawdzono równość wariancji porównywalnych zmiennych, a w przypadku występowania istotnej różnicy wariancji zastosowano test t z oddzielną estymacją wariancji (Tab. 11). Taka sytuacja miała miejsce tylko dla zmiennych: rotacja w prawo i rotacja w lewo przed manipulacją (T_p PRE i T_l PRE). Dla żadnej badanej zmiennej nie ma istotnej statystycznie różnicy pomiędzy porównywanymi grupami (E) i (K).

Tabela 11. Porównanie pomiarów goniometrycznych między grupą eksperymentalną (E) a kontrolną (K) przed (PRE) i po (POST) manipulacji za pomocą testu t-Studenta dla zmiennych niezależnych

Zmienna	\bar{X} (E)	\bar{X} (K)	SD (E)	SD (K)	iloraz F Wariancje	p Wariancje	t	p
S_p PRE	56,77	56,76	6,08	7,08	1,359	0,417	0,01	0,996
S_p POST	57,70	56,48	6,08	6,34	1,089	0,820	0,75	0,455
S_t PRE	27,63	26,45	9,24	9,23	1,003	0,996	0,49	0,624
S_t POST	26,23	26,24	9,11	9,68	1,130	0,745	-0,01	0,997
F_p PRE	25,47	24,79	5,52	6,83	1,530	0,261	0,42	0,678
F_p POST	25,43	24,72	4,53	5,95	1,725	0,150	0,52	0,608
F_l PRE	24,97	25,24	4,90	5,60	1,304	0,482	-0,20	0,842
F_l POST	25,67	25,03	4,95	5,52	1,243	0,563	0,46	0,645
T_p PRE	7,80	8,72	2,26	3,33	2,170	0,042	-1,25	0,217
T_p POST	8,63	8,52	2,68	2,89	1,156	0,699	0,16	0,873
T_l PRE	8,03	8,62	2,58	3,78	2,151	0,044	-0,70	0,487
T_l POST	9,00	8,76	2,75	3,16	1,315	0,468	0,31	0,755
LL PRE	34,50	31,90	8,60	7,37	1,360	0,418	1,25	0,218
LL POST	33,33	32,00	9,10	6,77	1,807	0,121	0,64	0,527

S_p PRE - zgięcie w płaszczyźnie strzałkowej do przodu przed manipulacją; S_p POST - po manipulacji; S_t PRE - zgięcie w płaszczyźnie strzałkowej do tyłu przed manipulacją; S_t POST - po manipulacji; F_p PRE - zgięcie boczne w płaszczyźnie czołowej w prawo przed manipulacją; F_p POST - po manipulacji; F_l PRE - zgięcie boczne w płaszczyźnie czołowej w lewo przed manipulacją; F_l POST - po manipulacji; T_p PRE - rotacja w prawo przed manipulacją; T_p POST - po manipulacji; T_l PRE - rotacja w lewo przed manipulacją; T_l POST - po manipulacji; LL PRE - lordoza lędźwiowa przed manipulacją; LL POST - po manipulacji; \bar{X} - średnia; SD - odchylenie standardowe; F - iloraz porównywanych wariancji; t - wartość testu t-Studenta dla zmiennych niezależnych; p - prawdopodobieństwo testowe

5.2.2.2. Wewnątrzgrupowe porównanie zmian wartości kątowych lordozy lędźwiowej oraz ruchomości odcinka lędźwiowego kręgosłupa na skutek zabiegu manipulacji SIJ

Wpływ zabiegu manipulacji SIJ na wartości cech goniometrycznych badano w obu grupach, zarówno w eksperymentalnej jak i kontrolnej. W każdej badanej grupie testowano różnice w wartościach kątowych lordozy lędźwiowej oraz zakresów ruchów we wszystkich płaszczyznach lędźwiowego odcinka kręgosłupa przy użyciu testu t-Studenta dla zmiennych zależnych. Wyniki tych analiz zawarto w tabeli 12 i 13. W grupie eksperymentalnej na skutek wykonanego zabiegu manipulacji zaobserwowano istotną zmianę wartości kątowej zgięcia do tyłu, rotacji w lewo oraz lordozy lędźwiowej (Tab. 12). Natomiast w grupie kontrolnej nie odnotowano istotnych różnic między pomiarami PRE i POST dla żadnej z badanych cech goniometrycznych (Tab. 13).

Tabela 12. Porównanie średnich wartości pomiarów goniometrycznych dokonanych przed (PRE) i po (POST) manipulacji SIJ w grupie eksperymentalnej (E) za pomocą testu t-Studenta dla zmiennych zależnych

Zmienna	\bar{X}	SD	N	Różnica	SD Różnicy	t	df	p
S_p PRE	56,77	6,08	30	-0,93	4,03	-1,270	29	0,2142
S_p POST	57,70	6,08	30					
S_t PRE	27,63	9,24	30	1,40	3,36	2,283	29	0,0300*
S_t POST	26,23	9,12	30					
F_p PRE	25,47	5,52	30	0,03	4,15	0,044	29	0,9652
F_p POST	25,43	4,53	30					
F_l PRE	24,97	4,90	30	-0,70	3,12	-1,229	29	0,2290
F_l POST	25,67	4,95	30					
T_p PRE	7,80	2,27	30	-0,83	2,59	-1,764	29	0,0883
T_p POST	8,63	2,68	30					
T_l PRE	8,03	2,58	30	-0,97	1,45	-3,652	29	0,0010**
T_l POST	9,00	2,75	30					
LL PRE	34,50	8,60	30	1,17	2,72	2,351	29	0,0257*
LL POST	33,33	9,10	30					

S_p PRE - zgięcie w płaszczyźnie strzałkowej do przodu przed manipulacją; S_p POST - po manipulacji; S_t PRE - zgięcie w płaszczyźnie strzałkowej do tyłu przed manipulacją; S_t POST - po manipulacji; F_p PRE - zgięcie boczne w płaszczyźnie czołowej w prawo przed manipulacją; F_p POST - po manipulacji; F_l PRE - zgięcie boczne w płaszczyźnie czołowej w lewo przed manipulacją; F_l POST - po manipulacji; T_p PRE - rotacja w prawo przed manipulacją; T_p POST - po manipulacji; T_l PRE - rotacja w lewo przed manipulacją; T_l POST - po manipulacji; LL PRE - lordoza lędźwiowa przed manipulacją; LL POST - po manipulacji; \bar{X} - średnia; SD - odchylenie standardowe; N - liczebność; t - wartość testu t-Studenta dla zmiennych zależnych; df - stopnie swobody; p - prawdopodobieństwo statystyki testowej; * - istotność na poziomie $\alpha \leq 0,05$; ** - istotność statystyczna na poziomie $\alpha \leq 0,01$

Tabela 13. Porównanie średnich wartości pomiarów goniometrycznych dokonanych przed (PRE) i po (POST) manipulacji SIJ w grupie kontrolnej (K) za pomocą testu t-Studenta dla zmiennych zależnych

Zmienna	\bar{X}	SD	N	Różnica	SD Różnicy	t	df	p
S _p PRE	56,76	7,08	29	0,28	2,70	0,551	28	0,5862
S _p POST	56,48	6,34	29					
S _t PRE	26,45	9,23	29	0,21	2,77	0,402	28	0,6905
S _t POST	26,24	9,68	29					
F _p PRE	24,79	6,83	29	0,07	2,71	0,137	28	0,8920
F _p POST	24,72	5,95	29					
F _l PRE	25,24	5,60	29	0,21	2,96	0,377	28	0,7091
F _l POST	25,03	5,52	29					
T _p PRE	8,72	3,34	29	0,21	1,93	0,576	28	0,5692
T _p POST	8,52	2,89	29					
T _l PRE	8,62	3,78	29	-0,14	2,08	-0,357	28	0,7240
T _l POST	8,76	3,16	29					
LL PRE	31,90	7,37	29	-0,10	2,06	-0,271	28	0,7887
LL POST	32,00	6,77	29					

Zmienne - opisane w Tabeli 12; \bar{X} - średnia; SD - odchylenie standardowe; N - liczebność; t - wartość testu t-Studenta dla zmiennych zależnych; df - stopnie swobody; p - prawdopodobieństwo statystyki testowej

5.2.2.3. Analiza porównawcza wartości kątowych lordozy lędźwiowej oraz ruchomości odcinka lędźwiowego kręgosłupa przed i po zabiegu manipulacji SIJ z uwzględnieniem stron zabiegu

Do grupy eksperymentalnej trafiły osoby z zablokowanym stawem krzyżowo-biodrowym lewym bądź prawym lub jednym i drugim. Z tego względu zabieg manipulacji był wykonywany odpowiednio po lewej stronie kręgosłupa, po prawej stronie kręgosłupa oraz obustronnie.

Celem zweryfikowania, czy strona zabiegu manipulacji stawu krzyżowo-biodrowego ma wpływ na zmianę wartości parametrów goniometrycznych lędźwiowego odcinka kręgosłupa, posłużono się analizą wariancji dla powtarzanych pomiarów, w której czynnikiem różnicującym była strona zabiegu manipulacji (L/P/LP/K: L - zabieg lewostronny, P - prawostronny, LP - obustronny oraz K - zabieg placebo wykonany w grupie kontrolnej). Odnotowano istotną statystycznie różnicę jedynie między pomiarami przed i po manipulacji PP (PRE, POST) i to tylko dla trzech zmiennych: zginania do tyłu ($p=0,0055$), rotacji w lewo ($p=0,0036$) oraz lordozy lędźwiowej ($p=0,0098$) (Tab. 14). Dla pozostałych badanych nie zarejestrowano istotnych różnic pomiędzy pomiarem PRE i POST oraz pomiędzy stroną zabiegu ani ich interakcją (Tab. 14). Można by dostrzec wpływ interakcji pomiędzy stroną

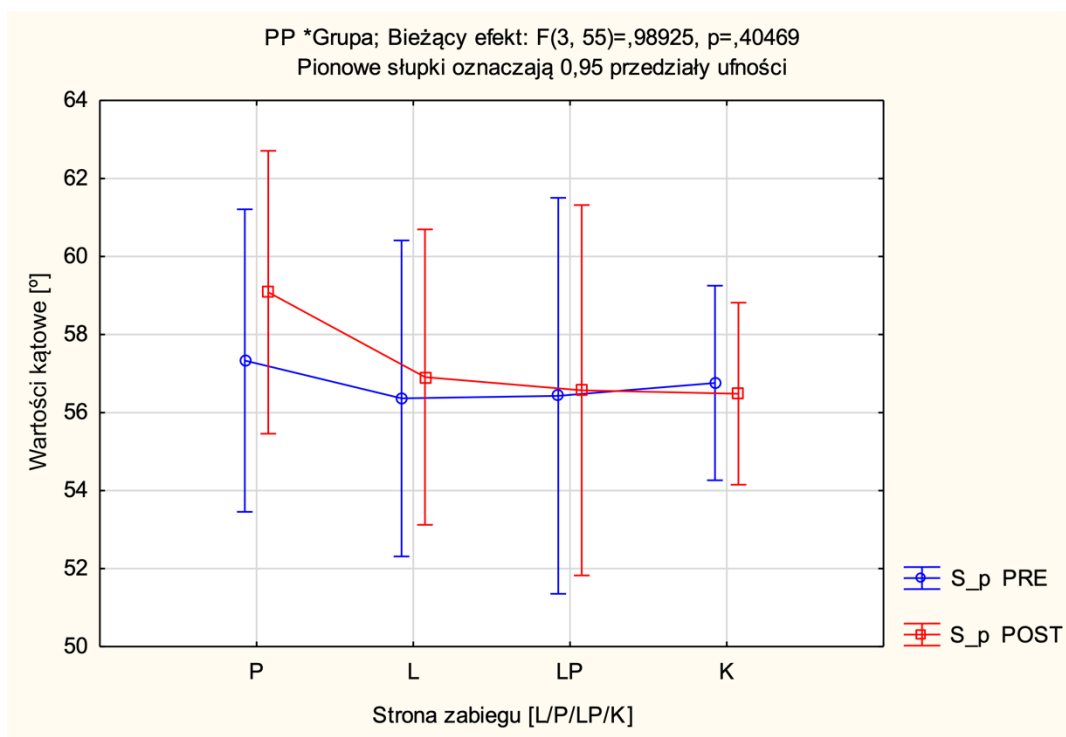
zabiegu a powtarzanymi pomiarami na zmienne: zginanie do tyłu i rotacja w lewo, ale tylko na poziomie tendencji statystycznej (Tab. 14). Otrzymane wartości eta-kwadrat cząstkowe wskazują, że czynnik: pomiar (PRE, POST) wyjaśnia w 13% zmienność cechy: zginanie do tyłu, w 14% zmienność cechy: rotacja w lewo i w prawie 12% lordozy lędźwiowej (Tab. 14).

Tabela 14. Zestawienie wyników jednowymiarowej analizy wariancji ANOVA z powtarzanymi pomiarami dla pomiarów goniometrycznych i czynnika: strona zabiegu (L/P/LP/K)

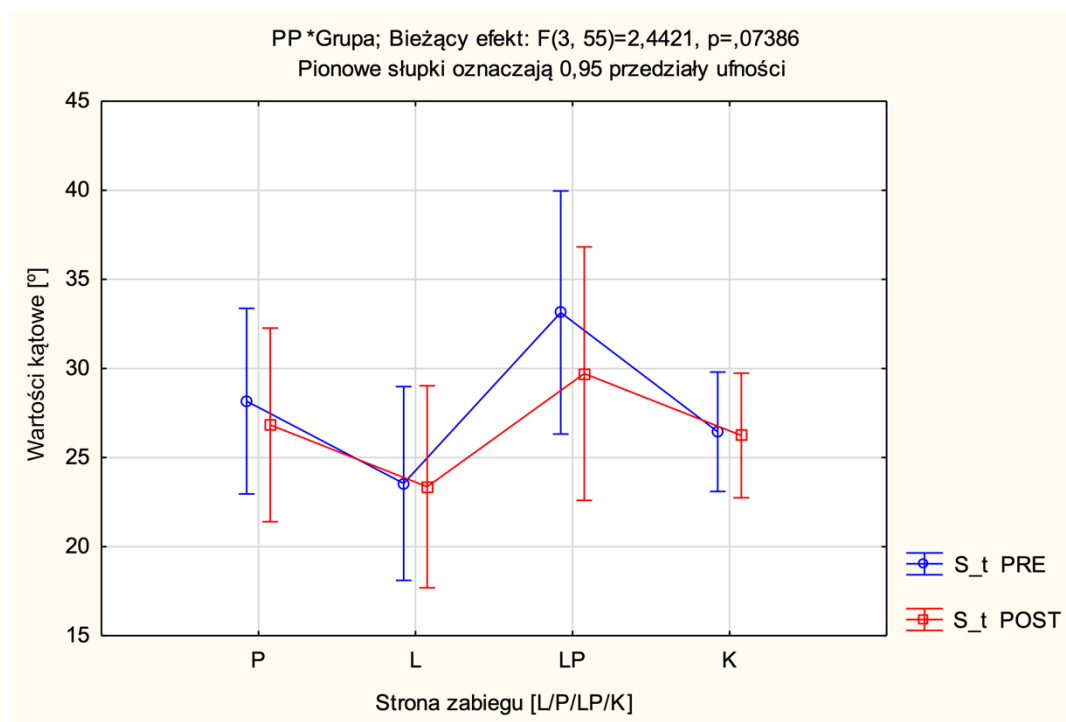
Zmienna	Strona zabiegu (L/P/LP/K)		PP (PRE, POST)		PP*Strona zabiegu (L/P/LP/K)	
	p	η^2	p	η^2	p	η^2
S_p	0,8891	0,0113	0,2969	0,0198	0,4047	0,0512
S_t	0,3381	0,0589	0,0055**	0,1319	0,0739	0,1175
F_p	0,9469	0,0066	0,9568	0,0000	0,9940	0,0015
F_l	0,9655	0,0049	0,5203	0,0076	0,1415	0,0936
T_p	0,7416	0,0222	0,0884	0,0519	0,2327	0,0742
T_l	0,4247	0,0491	0,0036**	0,1436	0,0654	0,1219
LL	0,1528	0,0907	0,0098**	0,1151	0,1028	0,1055

S_p - zgięcie w płaszczyźnie strzałkowej do przodu; S_t - zgięcie w płaszczyźnie strzałkowej do tyłu; F_p - zgięcie boczne w płaszczyźnie czołowej w prawo; F_l - zgięcie boczne w płaszczyźnie czołowej w lewo; T_p - rotacja w prawo; T_l - rotacja w lewo; LL - lordoza lędźwiowa; Strona zabiegu (L/P/LP/K): L - zabieg po stronie lewej kręgosłupa, P - po stronie prawej kręgosłupa, LP - po obu stronach kręgosłupa; K - zabieg placebo w grupie kontrolnej; PP (PRE, POST) - pomiar przed i po zabiegu manipulacji; PP*Strona zabiegu (L/P/LP/K) - interakcja pomiędzy pomiarami (PRE i POST) a czynnikiem: Strona zabiegu (L/P/LP/K); η^2 - eta-kwadrat cząstkowe; p - prawdopodobieństwo testowe; ** - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,01$

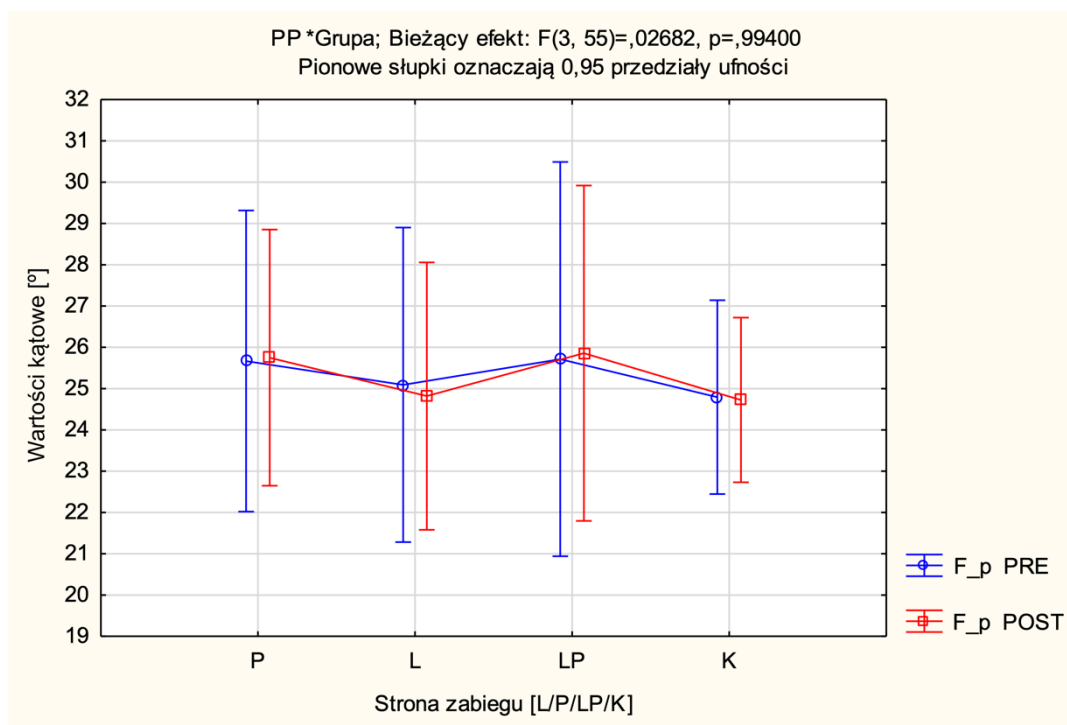
Ponadto przedstawiono w postaci graficznej (Ryc. 86-92) wielkość badanych cech goniometrycznych przed manipulacją i po wykonanej manipulacji w zależności od strony zabiegu manipulacji (L/P/LP/K). Analiza przedstawionych obrazów graficznych wskazuje, że największe zmiany w wartościach kątowych spowodowała obustronna manipulacja wykonana na lewym i prawym stawie krzyżowo-biodrowym. Wyniki tej analizy potwierdziły wyniki wcześniejszych analiz. Istotne zmiany dotyczyły tylko trzech cech: zgięcia do tyłu, lordozy lędźwiowej i rotacji w lewo. W przypadku dwóch pierwszych nastąpiło zmniejszenie wartości kątowych, a w przypadku trzeciej - zwiększenie. W efekcie zaistniałych zmian wartości tych cech po manipulacji były zbliżone do wartości w grupie kontrolnej.



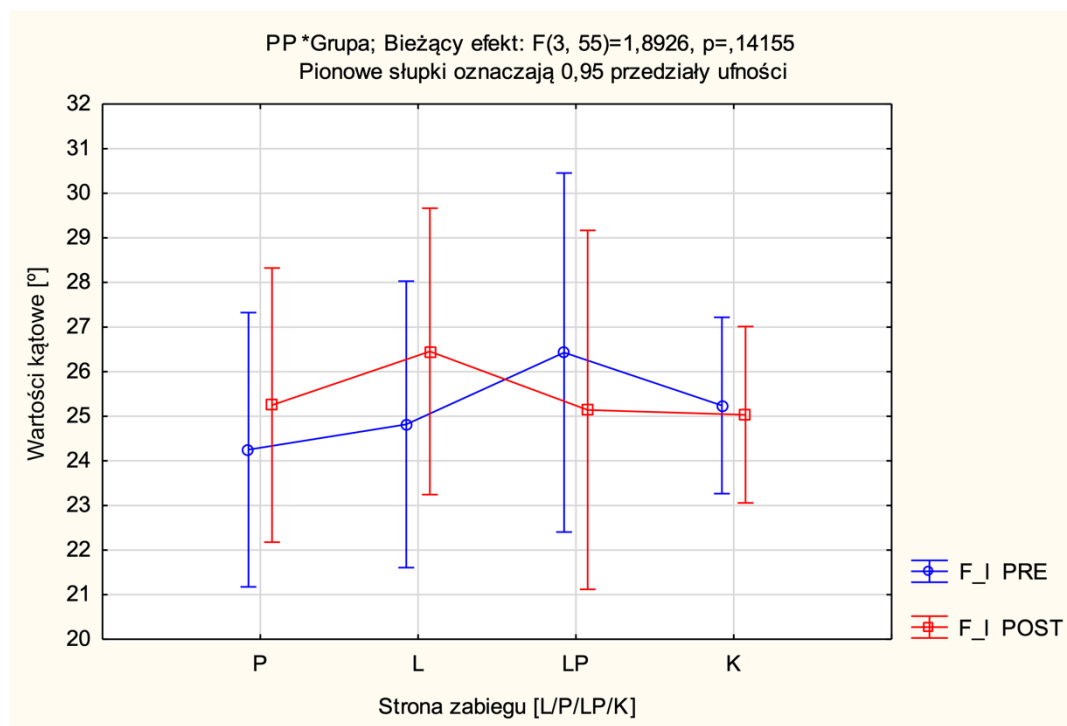
Rycina 86. Średnie wartości kątowe zakresu ruchu: zginania do przodu (S_p) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na prawostronnie (P), lewostronnie (L) i obustronnie (LP) zablokowanych SIJs oraz w grupie kontrolnej (K)



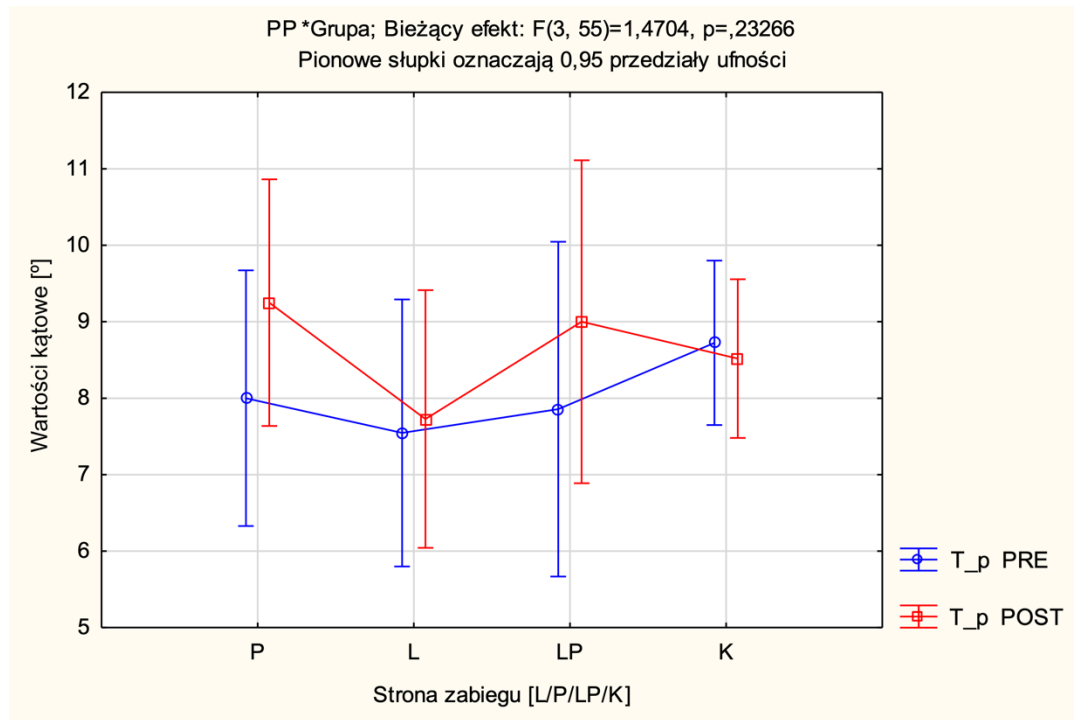
Rycina 87. Średnie wartości kątowe zakresu ruchu: zginania do tyłu (S_t) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na prawostronnie (P), lewostronnie (L) i obustronnie (LP) zablokowanych SIJs oraz w grupie kontrolnej (K)



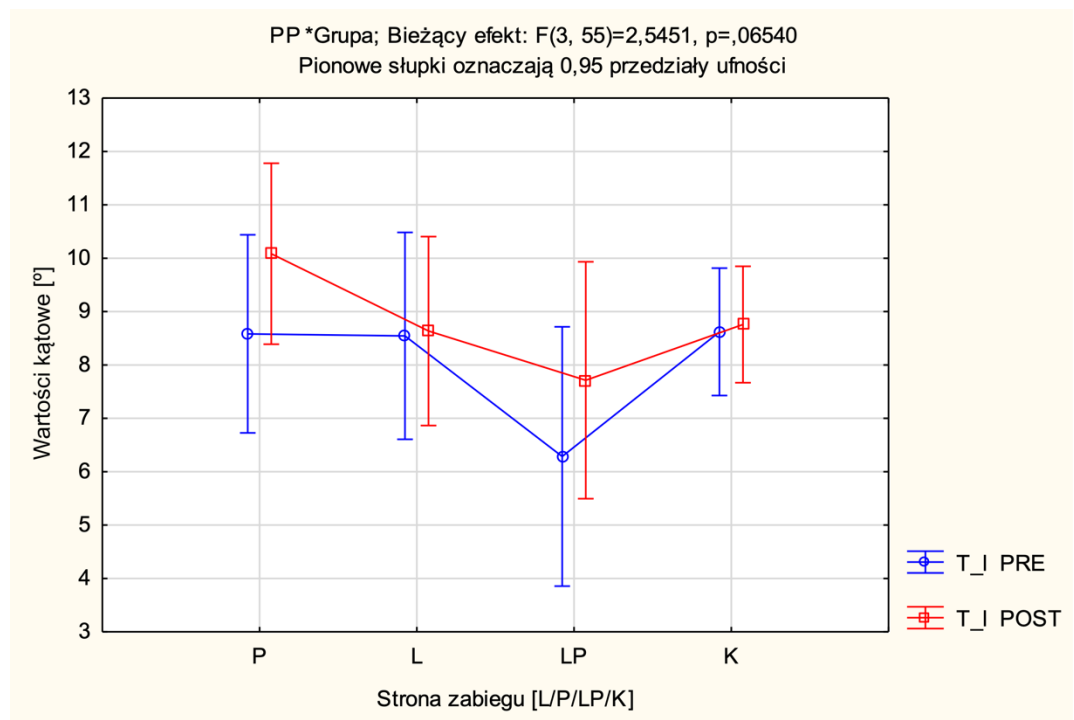
Rycina 88. Średnie wartości kątowe zakresu ruchu: zginania bocznego w prawo (F_p) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na prawostronnie (P), lewostronnie (L) i obustronnie (LP) zablokowanych SIJs oraz w grupie kontrolnej (K)



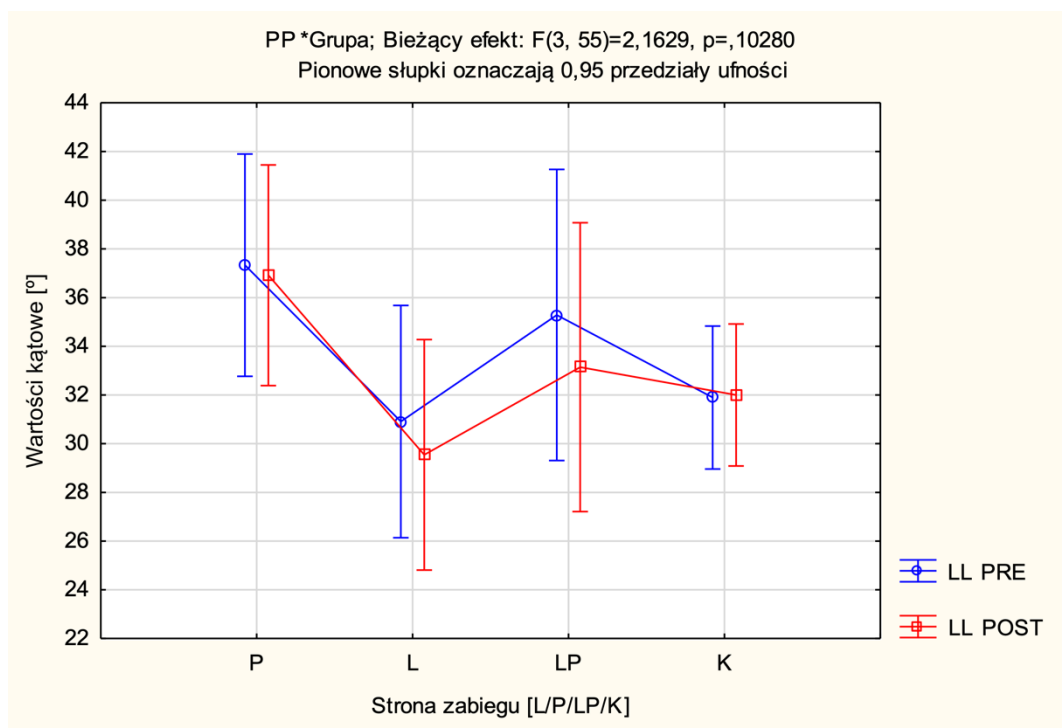
Rycina 89. Średnie wartości kątowe zakresu ruchu: zginania bocznego w lewo (F_l) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na prawostronnie (P), lewostronnie (L) i obustronnie (LP) zablokowanych SIJs oraz w grupie kontrolnej (K)



Rycina 90. Średnie wartości kątowe zakresu ruchu: rotacji w prawo (T_p) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na prawostronnie (P), lewostronnie (L) i obustronnie (LP) zablokowanych SIJs oraz w grupie kontrolnej (K)



Rycina 91. Średnie wartości kątowe zakresu ruchu: rotacji w lewo (T_l) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na prawostronnie (P), lewostronnie (L) i obustronnie (LP) zablokowanych SIJs oraz w grupie kontrolnej (K)



Rycina 92. Średnie wartości kątowne lordozy lędźwiowej (LL) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na prawostronnie (P), lewostronnie (L) i obustronnie (LP) zablokowanych SIJs oraz w grupie kontrolnej (K)

Tabela 15. Wyniki analizy wariancji dla czynnika: strona zabiegu (tzn. zabieg prawostronny, lewostronny, obustronny i zabieg placebo w grupie kontrolnej) i wybranych zmiennych zależnych (różnice pomiędzy pomiarem PRE i POST badanych cech goniometrycznych)

Zmienna	Analiza wariancji			
	F	df ₁	df ₂	p
Różnice (POST–PRE) = R				
R-S _p	0,9892	3	55	0,4047
R-S _t	2,4421	3	55	0,0739
R-F _p	0,0268	3	55	0,9940
R-F _l	1,8926	3	55	0,1415
R-T _p	1,4704	3	55	0,2327
R-T _l	2,5451	3	55	0,0654
R-LL	2,1629	3	55	0,1028

R = (POST–PRE) - różnice między wartością po manipulacji i wartością przed manipulacją badanych zmiennych; S_p - zgięcie w płaszczyźnie strzałkowej do przodu; S_t - zgięcie w płaszczyźnie strzałkowej do tyłu; F_p - zgięcie boczne w płaszczyźnie czołowej w prawo; F_l - zgięcie boczne w płaszczyźnie czołowej w lewo; T_p - rotacja w prawo; T_l - rotacja w lewo; LL - lordoza lędźwiowa; F - statystyka F; df₁ = K–1; df₂ = N–K; N - liczba obserwacji = 59; K - liczba poziomów danego czynnika = 4; p - prawdopodobieństwo statystyki testowej

Za pomocą analizy wariancji sprawdzono, czy istnieje istotne zróżnicowanie pomiędzy wartością PRE i POST badanych zmiennych wyliczoną dla każdej z badanych stron zabiegu (zabieg wykonany po lewej stronie kręgosłupa, po prawej stronie kręgosłupa, po obu stronach i w grupie kontrolnej - zabieg placebo). Uzyskane wyniki wskazują na brak istotnego

zróźnicowania różnic (POST–PRE) pomiędzy stroną i rodzajem zabiegu (L/P/LP/K: L - zabieg HVLA - lewostronny, P - zabieg HVLA - prawostronny, LP - zabieg HVLA - obustronny, K - zabieg placebo w grupie kontrolnej) dla wszystkich badanych cech goniometrycznych (Tab. 15). Jedynie dla cech: zginanie do tyłu i rotacja w lewo różnice są na poziomie tendencji statystycznej (Tab. 15).

W dalszej kolejności sprawdzono, czy te różnice (między pomiarem PRE i POST) dla każdej zmiennej goniometrycznej w zależności od rodzaju i strony zabiegu są istotnie różne od zera. W tym celu posłużono się testem średnich względem stałej wartości odniesienia. Obliczeń dokonano w kilku wariantach: łącznie dla wszystkich badanych (tj. dla wszystkich stron manipulacji HVLA i manipulacji placebo), dla manipulacji prawostronnej, dla manipulacji lewostronnej, dla obustronnej manipulacji oraz dla grupy kontrolnej z manipulacją placebo (Tab. 16-20). Okazało się, że wyniki zależą od testowanej grupy i przedstawiają się następująco: istotnie różne od zera różnice (POST–PRE) zaobserwowano dla zgięcia do tyłu i rotacji w lewo w grupie ogółu badanych (Tab. 16) oraz w grupie z obustronną manipulacją (Tab. 19), dla rotacji w lewo w grupie, której wykonana została manipulacja po prawej stronie (Tab. 17), natomiast w grupie z manipulacją lewostronną (Tab. 18) oraz w grupie kontrolnej (Tab. 20), w której to wykonano manipulację placebo, nie było istotnych różnic dla żadnej z obserwowanych cech goniometrycznych.

Tabela 16. Wyniki testu średnich względem stałej wartości odniesienia dla wszystkich stron manipulacji i obydwu grup łącznie

Zmienna	\bar{X}	SD	N	Bł. std.	Odniesienie Stała	t	df	p
R-S_p	0,34	3,46	59	0,45	0,00	0,752	58	0,4551
R-S_t	-0,81	3,12	59	0,41	0,00	-2,006	58	0,0495*
R-F_p	-0,05	3,49	59	0,45	0,00	-0,112	58	0,9112
R-F_l	0,25	3,05	59	0,40	0,00	0,640	58	0,5244
R-T_p	0,32	2,33	59	0,30	0,00	1,062	58	0,2928
R-T_l	0,56	1,82	59	0,24	0,00	2,358	58	0,0218*
R-LL	-0,54	2,48	59	0,32	0,00	-1,680	58	0,0983

R = (POST–PRE) - różnice między wartością po manipulacji i wartością przed manipulacją badanych zmiennych; Zmienne - opisane w Tabeli 15; \bar{X} - średnia; SD - odchylenie standardowe; N - liczba obserwacji; Bł. std - błąd standardowy; t - wartość testu średnich względem stałej wartości odniesienia; df - stopnie swobody; p - prawdopodobieństwo statystyki testowej; * - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,05$

Tabela 17. Wyniki testu średnich względem stałej wartości odniesienia dla prawostronnej manipulacji

Zmienna	\bar{X}	SD	N	Bł. std.	Odniesienie Stała	t	df	p
R-S_p	1,75	3,25	12	0,94	0,00	1,865	11	0,0891
R-S_t	-1,33	3,58	12	1,03	0,00	-1,291	11	0,2230
R-F_p	0,08	4,94	12	1,43	0,00	0,058	11	0,9545
R-F_l	1,00	2,22	12	0,64	0,00	1,563	11	0,1462
R-T_p	1,25	2,60	12	0,75	0,00	1,667	11	0,1238
R-T_l	1,50	1,38	12	0,40	0,00	3,760	11	0,0032**
R-LL	-0,42	2,43	12	0,70	0,00	-0,594	11	0,5644

R = (POST-PRE) - różnice między wartością po manipulacji i wartością przed manipulacją badanych zmiennych; Zmienne - opisane w Tabeli 15; \bar{X} - średnia; SD - odchylenie standardowe; N - liczba obserwacji; Bł. std - błąd standardowy; t - wartość testu średnich względem stałej wartości odniesienia; df - stopnie swobody; p - prawdopodobieństwo statystyki testowej; ** - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,01$

Tabela 18. Wyniki testu średnich względem stałej wartości odniesienia dla lewostronnej manipulacji

Zmienna	\bar{X}	SD	N	Bł. std.	Odniesienie Stała	t	df	p
R-S_p	0,55	4,8	11	1,45	0,00	0,375	10	0,7155
R-S_t	-0,18	2,75	11	0,83	0,00	-0,219	10	0,8309
R-F_p	-0,27	3,95	11	1,19	0,00	-0,229	10	0,8236
R-F_l	1,64	3,07	11	0,93	0,00	1,765	10	0,1080
R-T_p	0,18	2,18	11	0,66	0,00	0,276	10	0,7880
R-T_l	0,09	1,04	11	0,31	0,00	0,289	10	0,7787
R-LL	-1,36	2,25	11	0,68	0,00	-2,588	10	0,0771

R = (POST-PRE) - różnice między wartością po manipulacji i wartością przed manipulacją badanych zmiennych; Zmienne - opisane w Tabeli 15; \bar{X} - średnia; SD - odchylenie standardowe; N - liczba obserwacji; Bł. std - błąd standardowy; t - wartość testu średnich względem stałej wartości odniesienia; df - stopnie swobody; p - prawdopodobieństwo statystyki testowej

Tabela 19. Wyniki testu średnich względem stałej wartości odniesienia dla obustronnej manipulacji

Zmienna	\bar{X}	SD	N	Bł. std.	Odniesienie Stała	t	df	p
R-S_p	0,14	4,22	7	1,60	0,00	0,090	6	0,9316
R-S_t	-3,43	3,31	7	1,25	0,00	-2,741	6	0,0337*
R-F_p	0,14	3,48	7	1,32	0,00	0,108	6	0,9172
R-F_l	-1,29	3,99	7	1,51	0,00	-0,853	6	0,4264
R-T_p	1,14	3,29	7	1,24	0,00	0,920	6	0,3932
R-T_l	1,43	1,22	7	0,46	0,00	2,336	6	0,0482*
R-LL	-2,14	4,18	7	1,58	0,00	-1,356	6	0,2239

R = (POST-PRE) - różnice między wartością po manipulacji i wartością przed manipulacją badanych zmiennych; Zmienne - opisane w Tabeli 15; \bar{X} - średnia; SD - odchylenie standardowe; N - liczba obserwacji; Bł. std - błąd standardowy; t - wartość testu średnich względem stałej wartości odniesienia; df - stopnie swobody; p - prawdopodobieństwo statystyki testowej; * - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,05$

Tabela 20. Wyniki testu średnich względem stałej wartości odniesienia dla grupy kontrolnej z manipulacją placebo

Zmienna	\bar{X}	SD	N	Bł. std.	Odniesienie Stała	t	df	p
R-S_p	-0,28	2,70	29	0,50	0,00	-0,551	28	0,5862
R-S_t	-0,21	2,77	29	0,51	0,00	-0,402	28	0,6905
R-F_p	-0,07	2,71	29	0,50	0,00	-0,137	28	0,8920
R-F_l	-0,21	2,96	29	0,55	0,00	-0,377	28	0,7091
R-T_p	-0,21	1,93	29	0,36	0,00	-0,576	28	0,5692
R-T_l	0,14	2,08	29	0,39	0,00	0,357	28	0,7240
R-LL	0,10	2,06	29	0,38	0,00	0,271	28	0,7887

R = (POST–PRE) - różnice między wartością po manipulacji i wartością przed manipulacją badanych zmiennych; Zmienne - opisane w Tabeli 15; \bar{X} - średnia; SD - odchylenie standardowe; N - liczba obserwacji; Bł. std - błąd standardowy; t - wartość testu średnich względem stałej wartości odniesienia; df - stopnie swobody; p - prawdopodobieństwo statystyki testowej

Kolejna analiza przeprowadzona została tylko dla grupy eksperymentalnej i miała na celu sprawdzenie, czy w obrębie tej grupy występujące różnice (POST–PRE) badanych zmiennych goniometrycznych w zależności od strony wykonanego zabiegu manipulacji SIJ są istotnie różne od zera. Wyniki obliczonego w tym celu testu średnich względem stałej wartości odniesienia wskazują, że istotnie różne od zera różnice zaobserwowano dla następujących zmiennych: S_t, T_l, LL (Tab. 21). Następnie sprawdzono, czy w grupie eksperymentalnej różnice (POST–PRE) w zależności od strony zabiegu (zabieg prawostronny, lewostronny i obustronny) znacząco różnią się między sobą. Zastosowana analiza wariancji wykazała, że istotne zróżnicowanie między różnicami (POST–PRE) w zależności od strony wykonanego zabiegu odnotować można tylko dla zmiennej T_l. Aby określić, pomiędzy którymi stronami zabiegu różnica jest istotna, wykonano dla tej zmiennej test Tukeya (Tab. 23), a wartości różnic (POST–PRE) tej zmiennej dla poszczególnych stron zabiegu przedstawiono w formie graficznej na rycinie 93. Najmniejsza wartość różnicy (POST–PRE) dotyczy manipulacji po lewej stronie ($p=0,091$) i jest ona istotnie mniejsza od różnic powstałych w efekcie manipulacji po prawej stronie i manipulacji obustronnej (Tab. 23). Wynik taki może mieć związek z oddziaływaniem SIJs na napięcia powięzi dna miednicy i jej kontynuacją jako otrzewna ścienna (Adstrum *i in.*, 2017; Stecco *i in.*, 2017) oraz asymetrycznym ustawieniem i ruchomością narządów wewnętrznych względem lewej i prawej strony ciała.

Uzyskane wyniki mogłyby sugerować większą skuteczność zabiegu HVLA, gdy jest on wykonany na obu stawach krzyżowo-biodrowych. Mimo małej liczby obserwacji (tylko 7 osób posiadało obustronnie zablokowany staw krzyżowo-biodrowy) zastosowane analizy statystyczne wykazały istotne zwiększenie zakresu rotacji w lewo po wykonaniu obustronnego zabiegu HVLA.

Tabela 21. Wyniki testu średnich względem stałej wartości odniesienia dla różnic (POST–PRE) zmiennych goniometrycznych w zależności od strony wykonanego zabiegu manipulacji w grupie eksperymentalnej

Zmienna	\bar{X}	SD	N	Bł. std.	Odniesienie Stała	t	df	p
R-S p	0,93	4,03	30	0,73	0,00	1,270	29	0,2142
R-S t	-1,40	3,36	30	0,61	0,00	-2,283	29	0,0300*
R-F p	-0,03	4,15	30	0,76	0,00	-0,044	29	0,9651
R-F l	0,70	3,12	30	0,57	0,00	1,229	29	0,2290
R-T p	0,83	2,59	30	0,47	0,00	1,764	29	0,0883
R-T l	0,97	1,45	30	0,26	0,00	3,652	29	0,0010**
R-LL	-1,17	2,72	30	0,50	0,00	-2,351	29	0,0257*

R = (POST–PRE) - różnice między wartością po manipulacji i wartością przed manipulacją badanych zmiennych; Zmienne - opisane w Tabeli 15; \bar{X} - średnia; SD - odchylenie standardowe; N - liczba obserwacji; Bł. std - błąd standardowy; t - wartość testu średnich względem stałej wartości odniesienia; df - stopnie swobody; p - prawdopodobieństwo statystyki testowej; * - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,05$; ** - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,01$

Tabela 22. Wyniki analizy wariancji dla czynnika: strona zabiegu (tzn. zabieg prawostronny, lewostronny, obustronny) wykonanego w grupie eksperymentalnej i wybranych zmiennych zależnych (różnice pomiędzy pomiarem PRE i POST badanych cech goniometrycznych)

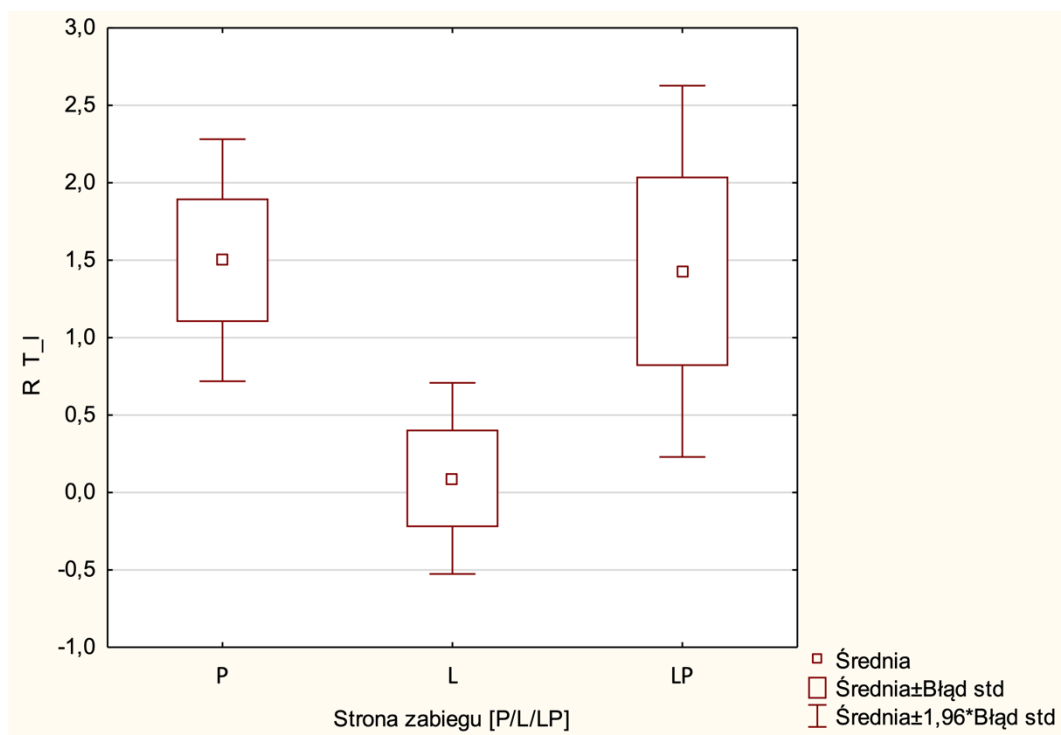
Zmienna Różnice (POST–PRE) = R	Analiza wariancji			
	F	df ₁	df ₂	p
R-S p	0,4156	2	27	0,6641
R-S t	2,1629	2	27	0,1345
R-F p	0,0274	2	27	0,9730
R-F l	2,1207	2	27	0,1395
R-T p	0,5366	2	27	0,5908
R-T l	3,7825	2	27	0,0356*
R-LL	0,9332	2	27	0,4056

R = (POST–PRE) - różnice między wartością po manipulacji i wartością przed manipulacją badanych zmiennych; Zmienne - opisane w Tabeli 15; F - statystyka F; df₁ = K–1; df₂ = N–K; N - liczba obserwacji = 30; K - liczba poziomów danego czynnika = 3; p - prawdopodobieństwo statystyki testowej; * - istotność na poziomie $\alpha \leq 0,05$

Tabela 23. Istotność różnic (POST–PRE) rotacji w lewo (T_l) dla poszczególnych par kategorii wyróżnionych ze względu na stronę wykonanego zabiegu manipulacji (P/L/LP) w grupie eksperymentalnej - test Tukeya

Strona zabiegu - wielkość różnicy	Strona zabiegu - wielkość różnicy		
	P R=1,500	L R=0,091	LP R=1,429
P R=1,500		p=0,0171*	p=0,9108
L R=0,091	p=0,0171*		p=0,0468*
LP R=1,429	p=0,9108	p=0,0468*	

R = (POST–PRE) - różnice między wartością po manipulacji i wartością przed manipulacją dla rotacji w lewo; P - zabieg prawostronny; L - zabieg lewostronny; LP - zabieg obustronny; p - prawdopodobieństwo statystyki testowej; ** - różnice istotne na poziomie $p \leq 0,01$; * - różnice istotne na poziomie $p \leq 0,05$



Rycina 93. Graficzne zestawienie różnic R (POST–PRE), zmiennej T_1 (rotacja w lewo) dla poszczególnych stron zabiegu manipulacji SIJ (P - prawa, L - lewa, LP - obie strony)

Jak powyżej przedstawiono, w celu określenia wpływu strony zabiegu manipulacji stawu krzyżowo-biodrowego na parametry goniometryczne, zastosowano szereg różnych, niewykluczających się analiz statystycznych pozwalających wychwycić wszystkie zmiany cech goniometrycznych powstałe na skutek wykonanego zabiegu HVLA i określić ich wielkość oraz ewentualny kierunek. Podsumowując wyniki tych analiz, można stwierdzić, że jeżeli porównywano różnice przed i po zabiegu z uwzględnieniem jego stron w obu badanych grupach, to nie odnotowano istotnego zróżnicowania ich wielkości dla żadnej z badanych cech. Natomiast testowanie, czy te różnice są różne od zera, wskazało na dwie cechy: zginanie do tyłu i rotację w lewo. Jeżeli te porównania wykonano tylko w grupie eksperymentalnej, to istotne zróżnicowanie różnic PRE i POST w zależności od stron zabiegu odnotowano dla rotacji w lewo, natomiast dla trzech następujących cech różnice PRE i POST były istotnie różne od zera: zginania do tyłu, rotacji w lewo oraz lordozy lędźwiowej.

5.3. Wpływ manipulacji stawu krzyżowo-biodrowego na aktywność bioelektryczną mięśni u osób asymptomatycznych

5.3.1. Charakterystyka opisowa mierzonych zmiennych ilościowych

W celu określenia wpływu metody manipulacyjnego leczenia hipomobilności stawu SI na aktywność bioelektryczną mięśni, wykonano elektromiograficzny pomiar aktywności

bioelektrycznej wybranych mięśni w swobodnym staniu PRE i POST w grupach: eksperymentalnej i kontrolnej. Badano następujące zmienne:

- SO_L PRE - aktywność bioelektryczna mięśnia płaszczkowatego lewego, przed manipulacją (SO - m. płaszczkowaty, ang. *soleus*; L - lewa strona ciała; PRE - pomiar wykonany przed manipulacją),
- SO_L POST - aktywność bioelektryczna mięśnia płaszczkowatego lewego, po manipulacji (POST - pomiar wykonany po manipulacji),
- SO_P PRE - aktywność bioelektryczna mięśnia płaszczkowatego prawego, przed manipulacją (P - prawa strona ciała),
- SO_P POST - aktywność bioelektryczna mięśnia płaszczkowatego prawego, po manipulacji,
- BF_L PRE - aktywność bioelektryczna mięśnia dwugłowego uda, lewego, przed manipulacją (BF - m. dwugłowy uda, ang. *biceps femoris*),
- BF_L POST - aktywność bioelektryczna mięśnia dwugłowego uda, lewego, po manipulacji,
- BF_P PRE - aktywność bioelektryczna mięśnia dwugłowego uda, prawego, przed manipulacją,
- BF_P POST - aktywność bioelektryczna mięśnia dwugłowego uda, prawego, po manipulacji,
- TFL_L PRE - aktywność bioelektryczna mięśnia naprężacza powięzi szerokiej, lewego, przed manipulacją (TFL - m. naprężacz powięzi szerokiej, ang. *tensor fasciae latae*),
- TFL_L POST - aktywność bioelektryczna mięśnia naprężacza powięzi szerokiej, lewego, po manipulacji,
- TFL_P PRE - aktywność bioelektryczna mięśnia naprężacza powięzi szerokiej, prawego, przed manipulacją,
- TFL_P POST - aktywność bioelektryczna mięśnia naprężacza powięzi szerokiej, prawego, po manipulacji,
- MUL_L PRE - aktywność bioelektryczna mięśnia wielodzielnego lewego, przed manipulacją (MUL - m. wielodzielny, ang. *multifidus*),
- MUL_L POST - aktywność bioelektryczna mięśnia wielodzielnego lewego, po manipulacji,
- MUL_P PRE - aktywność bioelektryczna mięśnia wielodzielnego prawego, przed manipulacją

- MUL_P POST - aktywność bioelektryczna mięśnia wielodzielnego prawego, po manipulacji.

Wyliczone zostały podstawowe statystyki opisowe wszystkich mierzonych zmiennych oddzielnie w grupie eksperymentalnej i kontrolnej (Tab. 24 i 25).

W badaniu normalności rozkładu zmiennych elektromiograficznych, podobnie jak w przypadku cech podometrycznych i goniometrycznych, zastosowano trzy testy: test Kołmogorova-Smirnova, test Lillieforsa oraz test Shapiro-Wilka. Wyznaczoną na podstawie statystyki testowej wartość p porównano z poziomem istotności $\alpha \leq 0,05$. Przyjęto, że jeżeli dla wszystkich trzech testów prawdopodobieństwo testowe jest mniejsze lub równe z poziomem istotności α ($p \leq \alpha$), to istnieją podstawy do odrzucenia hipotezy o normalności rozkładu danej zmiennej.

Krzywe rozkładu badanych zmiennych elektromiograficznych przedstawiono na wykresach kolumnowych oddzielnie dla grupy eksperymentalnej i kontrolnej (Ryc. 94-125).

Tabela 24. Podstawowe statystyki opisowe mierzonych zmiennych ilościowych w grupie eksperymentalnej oraz miary ich rozkładu

Zmienna	N	Średnia	Mediana	Min	Maks	SD	SKE	K
SO_L PRE	30	8,94	7,5	1,13	35,4	6,60	2,14	6,39
SO_L POST	30	10,30	6,23	0,9	42,52	9,29	1,86	3,65
SO_P PRE	30	9,33	8,85	0,67	35,62	6,02	2,25	9,39
SO_P POST	30	10,12	9,45	0,52	36,97	6,96	1,81	5,27
BF_L PRE	30	2,95	1,72	-0,15	17,4	3,60	2,41	6,75
BF_L POST	30	3,62	1,5	-0,9	18,89	5,05	1,70	1,88
BF_P PRE	30	3,77	1,95	-0,75	13,27	4,09	0,91	-0,41
BF_P POST	30	2,06	1,43	-0,52	20,47	3,64	3,99	18,68
TFL_L PRE	30	3,21	1,42	0	22,51	4,91	2,87	8,44
TFL_L POST	30	2,07	0,75	0	11,03	2,74	1,74	2,63
TFL_P PRE	30	3,91	1,95	0,02	29,55	6,15	2,93	8,91
TFL_P POST	30	3,65	2,09	0,15	26,93	5,59	3,01	9,33
MUL_L PRE	30	3,36	1,65	0,15	20,77	4,84	2,28	4,79
MUL_L POST	30	3,52	0,9	0	26,54	5,88	2,49	6,39
MUL_P PRE	30	3,38	1,96	0,08	15	4,01	1,82	2,84
MUL_P POST	30	2,99	0,97	0	17,48	4,45	2,28	4,72

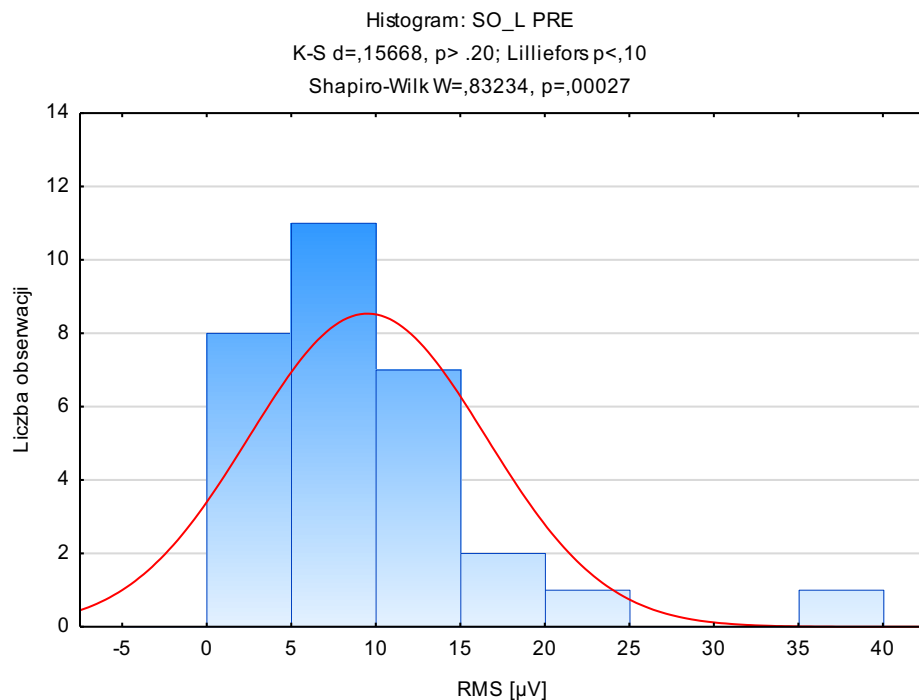
Zmienne - opisane powyżej w tekście; N - liczebność; Min i Maks - najniższa i najwyższa wartość rozkładu; SD - odchylenie standardowe; SKE - współczynnik skośności; K - współczynnik kurtozy

Tabela 25. Podstawowe statystyki opisowe mierzonych zmiennych ilościowych w grupie kontrolnej oraz miary ich rozkładu

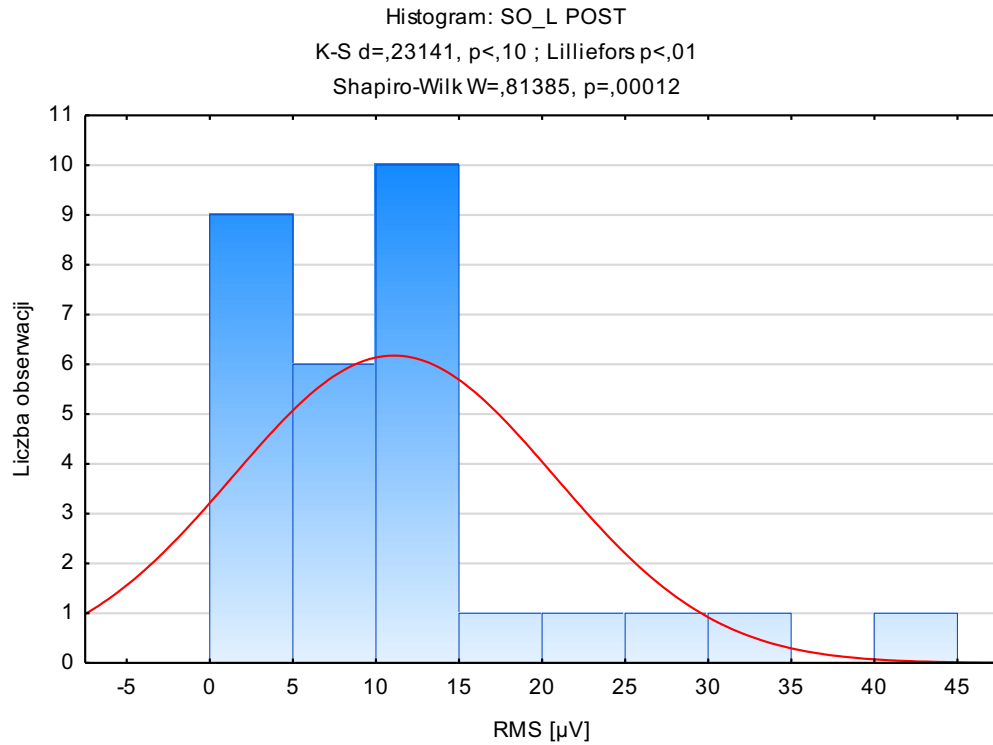
Zmienna	N	Średnia	Mediana	Min	Maks	SD	SKE	K
SO_L PRE	29	10,31	8,40	1,74	26,70	6,73	0,73	-0,43
SO_L POST	29	10,15	8,10	1,50	29,63	6,622	1,03	1,03
SO_P PRE	29	9,48	7,88	0,70	29,40	7,34	1,20	0,83
SO_P POST	29	9,60	7,60	0,57	29,40	7,62	1,20	0,72
BF_L PRE	29	4,27	2,12	0,15	22,43	5,13	1,89	4,28
BF_L POST	29	4,41	2,33	0,07	22,50	5,30	1,79	3,56
BF_P PRE	29	4,47	2,68	0,00	19,83	4,93	1,55	2,16
BF_P POST	29	4,42	2,48	0,00	17,28	4,65	1,31	0,99
TFL_L PRE	29	2,68	1,38	0,05	12,22	3,19	1,64	1,96
TFL_L POST	29	2,53	1,48	0,08	10,32	2,81	1,36	0,97
TFL_P PRE	29	4,35	1,57	0,15	19,05	5,42	1,59	1,75
TFL_P POST	29	4,27	1,60	0,03	17,05	5,15	1,30	0,59
MUL_L PRE	29	4,38	2,40	0,42	22,12	5,00	1,97	4,50
MUL_L POST	29	4,42	2,48	0,45	26,00	5,52	2,46	7,54
MUL_P PRE	29	5,03	2,83	0,23	16,68	4,84	1,13	0,33
MUL_P POST	29	4,92	2,73	0,23	17,03	4,67	1,22	0,56

Zmienne - opisane powyżej w tekście; N - liczebność; Min i Maks - najniższa i najwyższa wartość rozkładu; SD - odchylenie standardowe; SKE - współczynnik skośności; K - współczynnik kurtozy

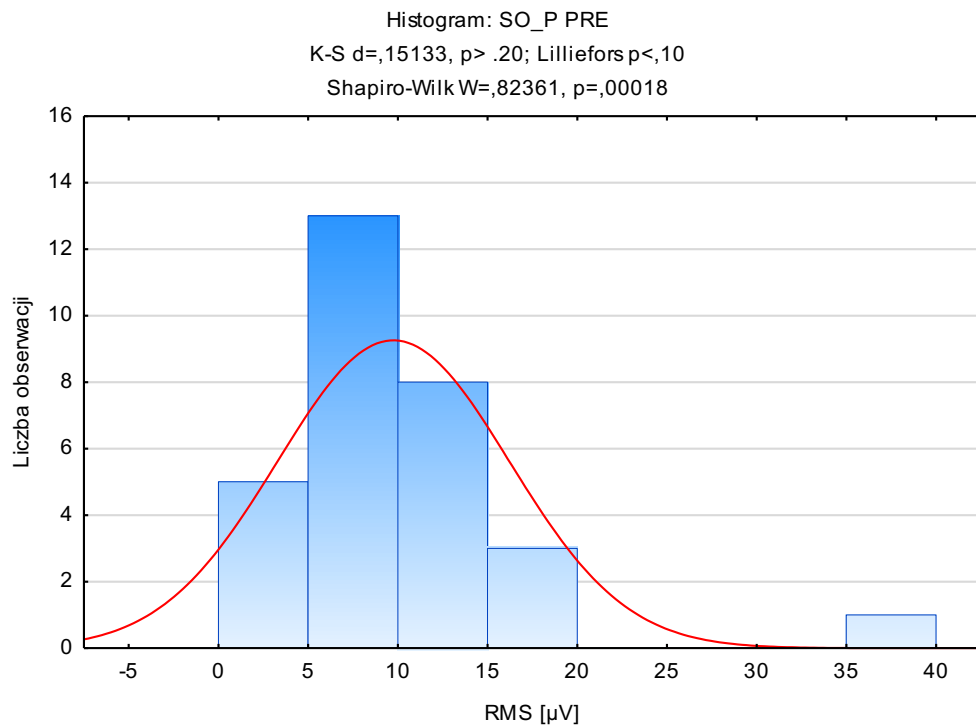
Histogramy przedstawiające rozkłady badanych cech elektromiograficznych dla grupy eksperymentalnej



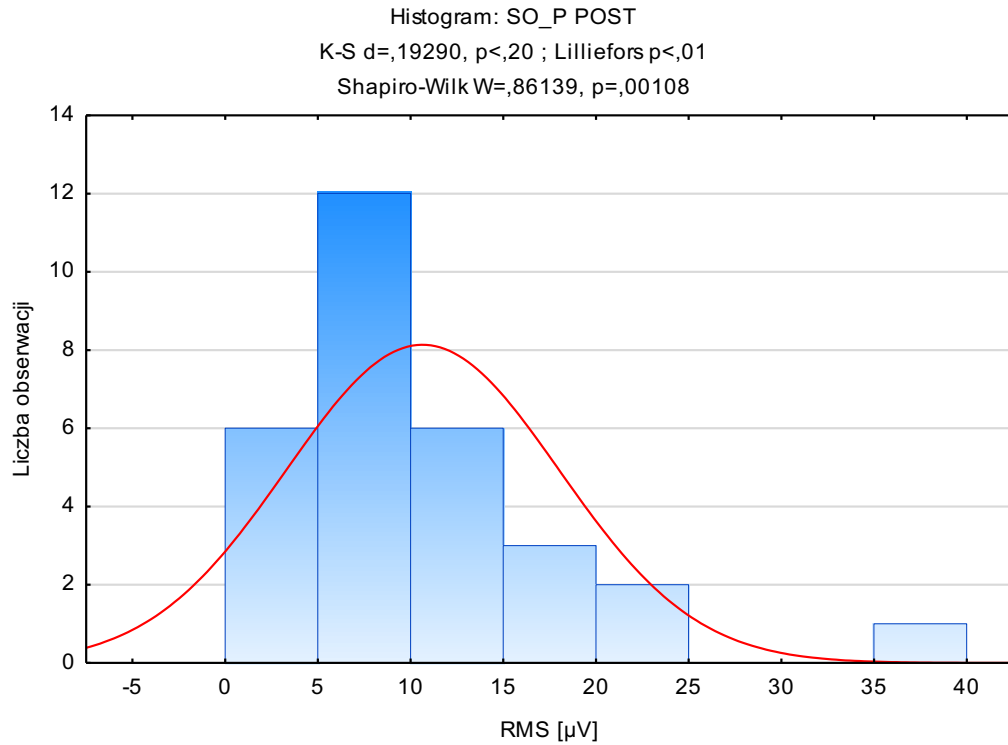
Rycina 94. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna mięśnia płaszczkowatego lewego (SO_L) przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie eksperymentalnej



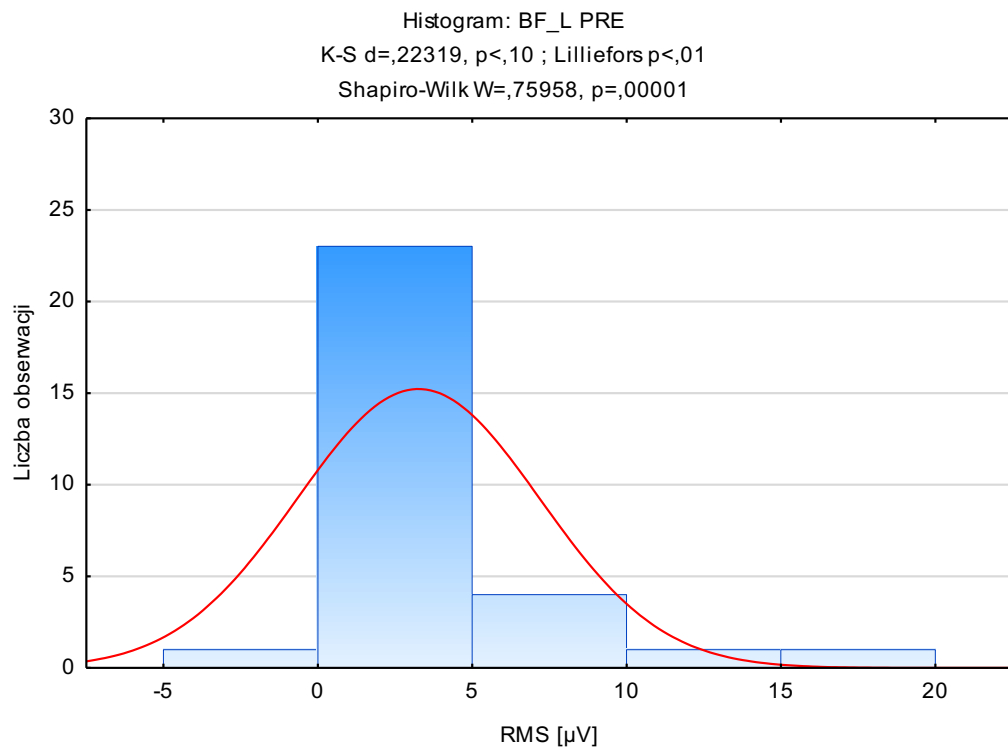
Rycina 95. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna mięśnia płaszczkowatego lewego (SO_L) po zabiegu manipulacji (POST) w grupie eksperymentalnej



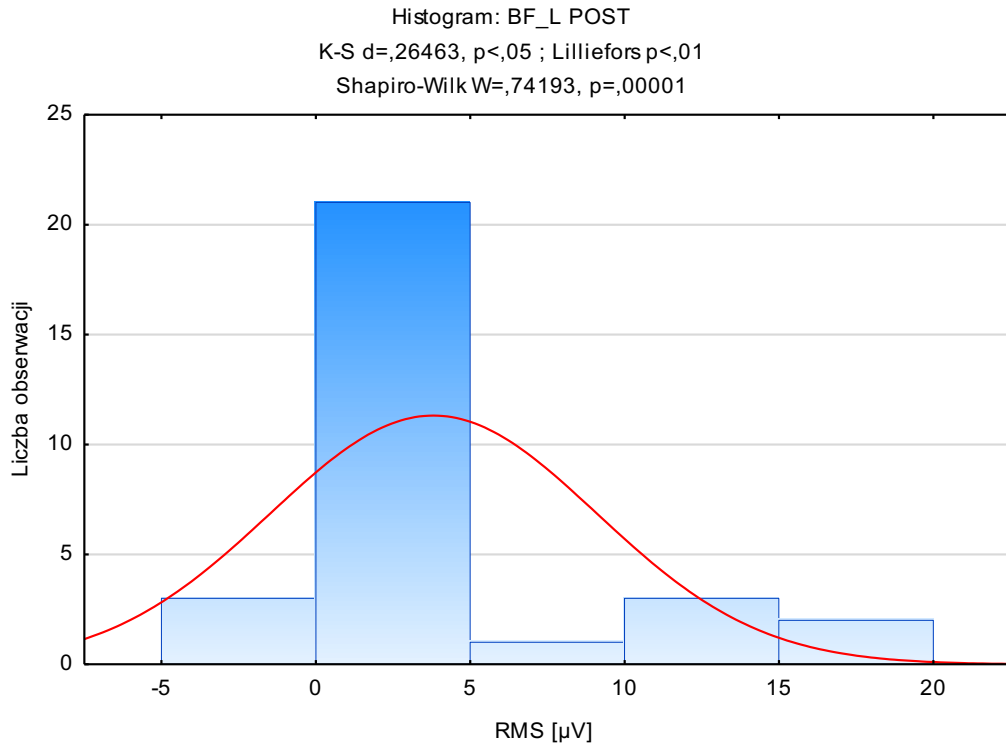
Rycina 96. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna mięśnia płaszczkowatego prawego (SO_P) przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie eksperymentalnej



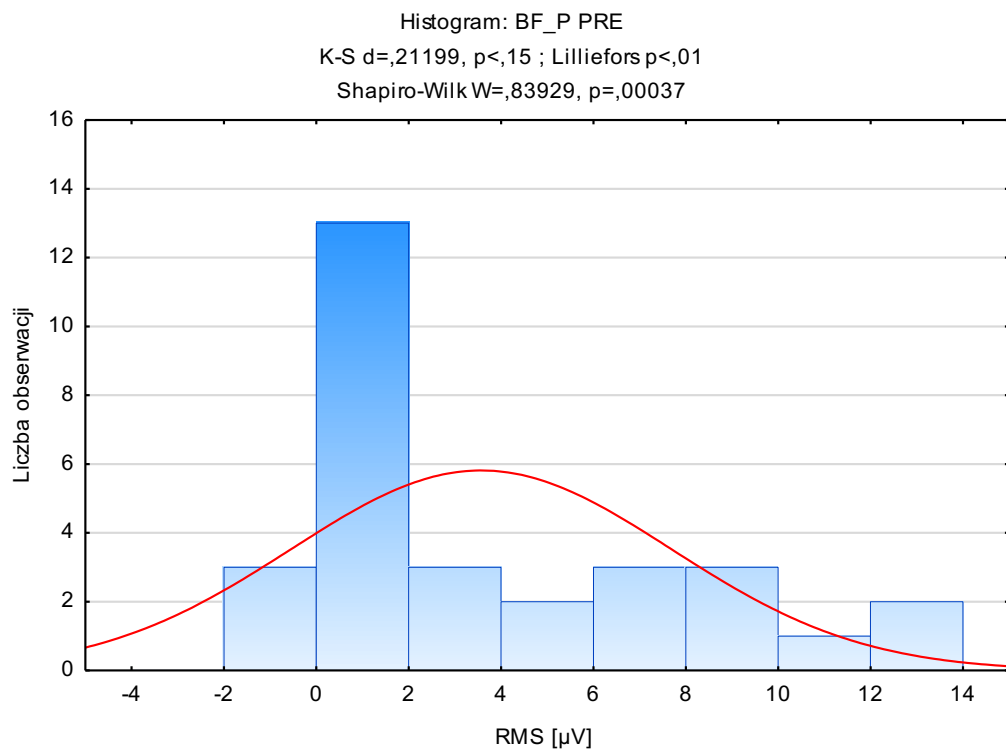
Rycina 97. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna mięśnia płaszczkowatego prawego (SO_P) po zabiegu manipulacji (POST) w grupie eksperymentalnej



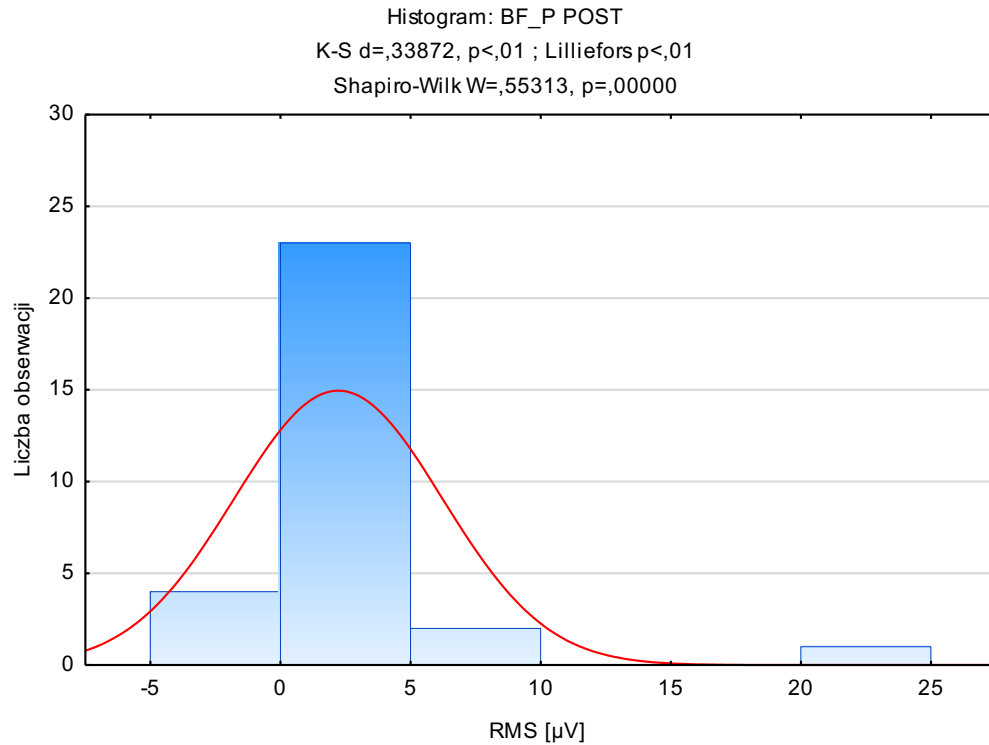
Rycina 98. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna lewego mięśnia dwugłowego uda (BF_L) przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie eksperymentalnej



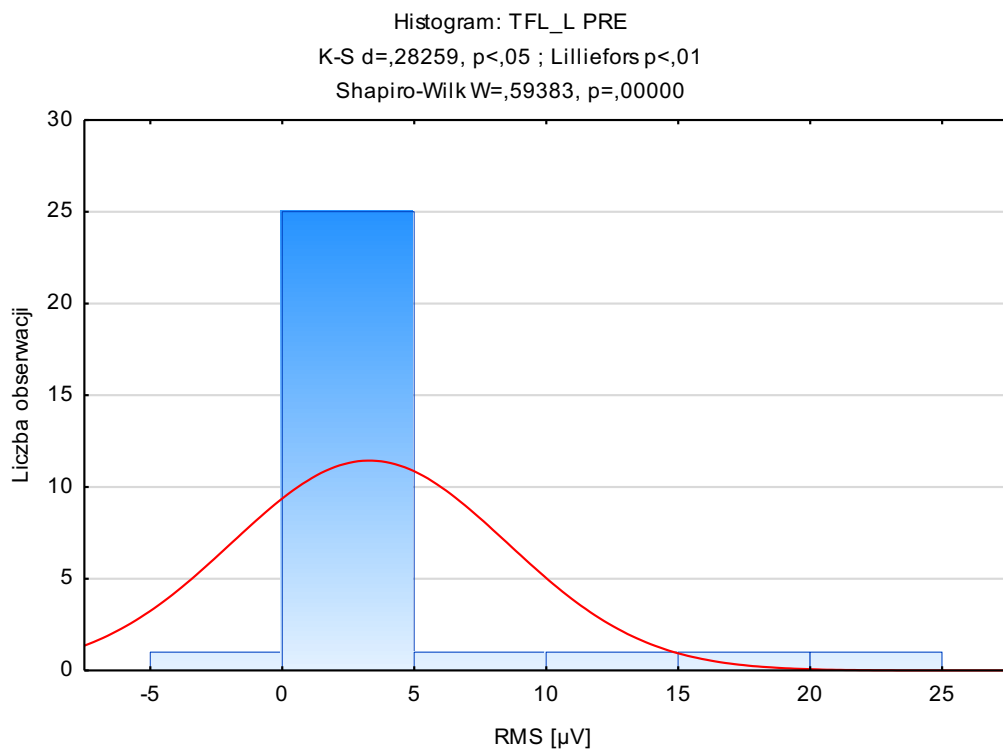
Rycina 99. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna lewego mięśnia dwugłowego uda (BF_L) po zabiegu manipulacji (POST) w grupie eksperymentalnej



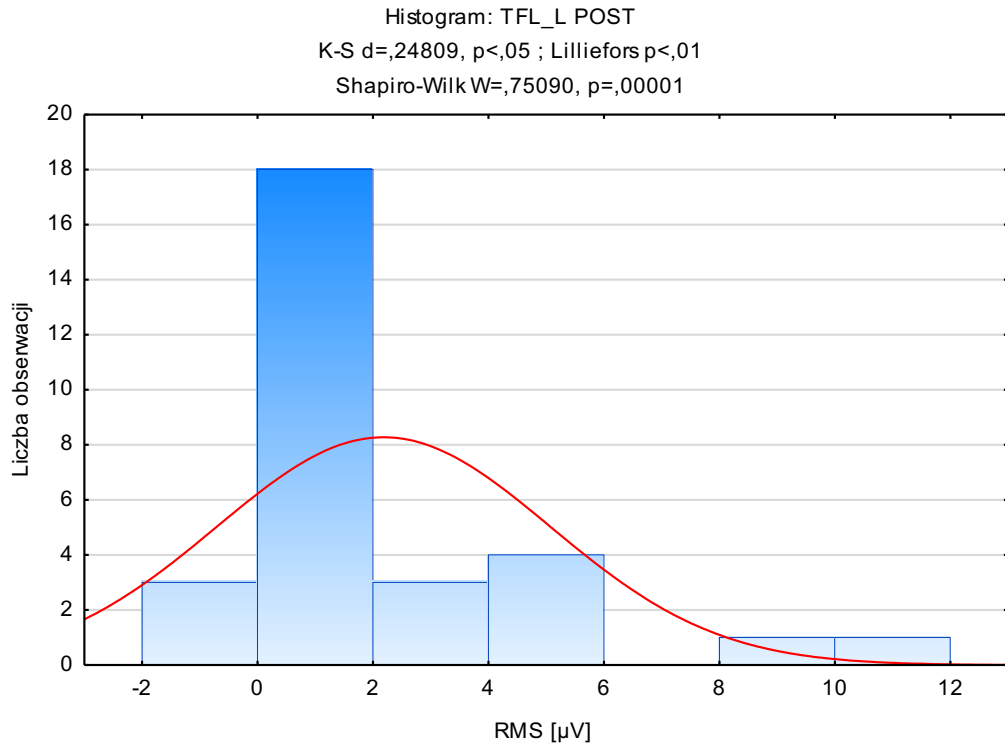
Rycina 100. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna prawego mięśnia dwugłowego uda (BF_P) przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie eksperymentalnej



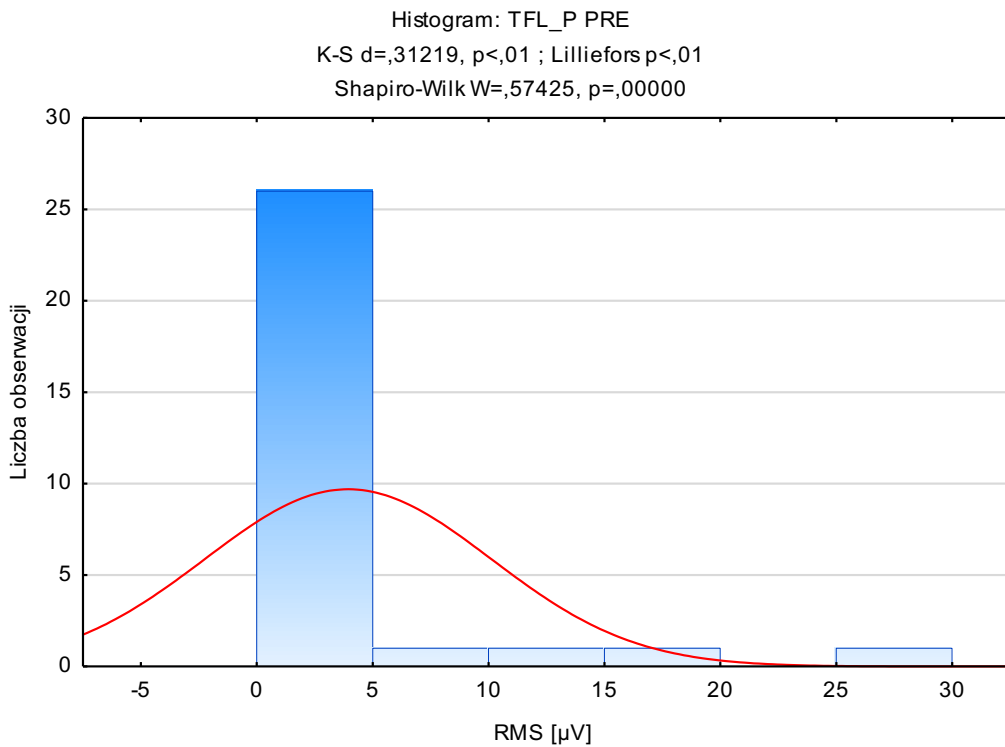
Rycina 101. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna prawego mięśnia dwugłowego uda (BF_P) po zabiegu manipulacji (POST) w grupie eksperymentalnej



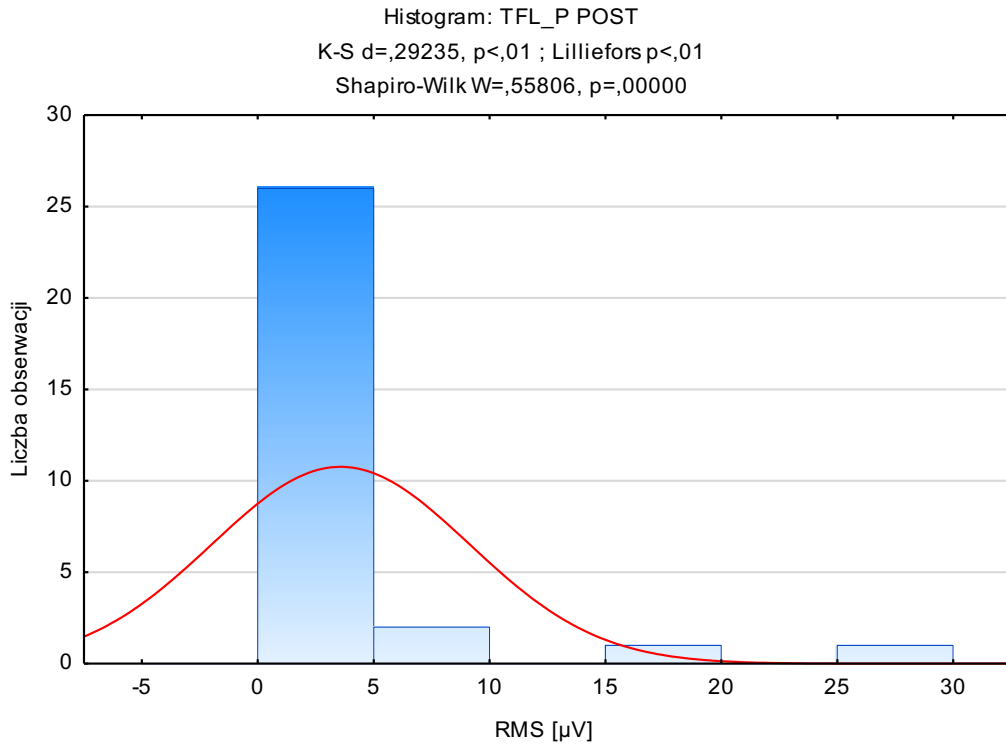
Rycina 102. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna lewego mięśnia naprężacza powięzi szerokiej (TFL_L) przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie eksperymentalnej



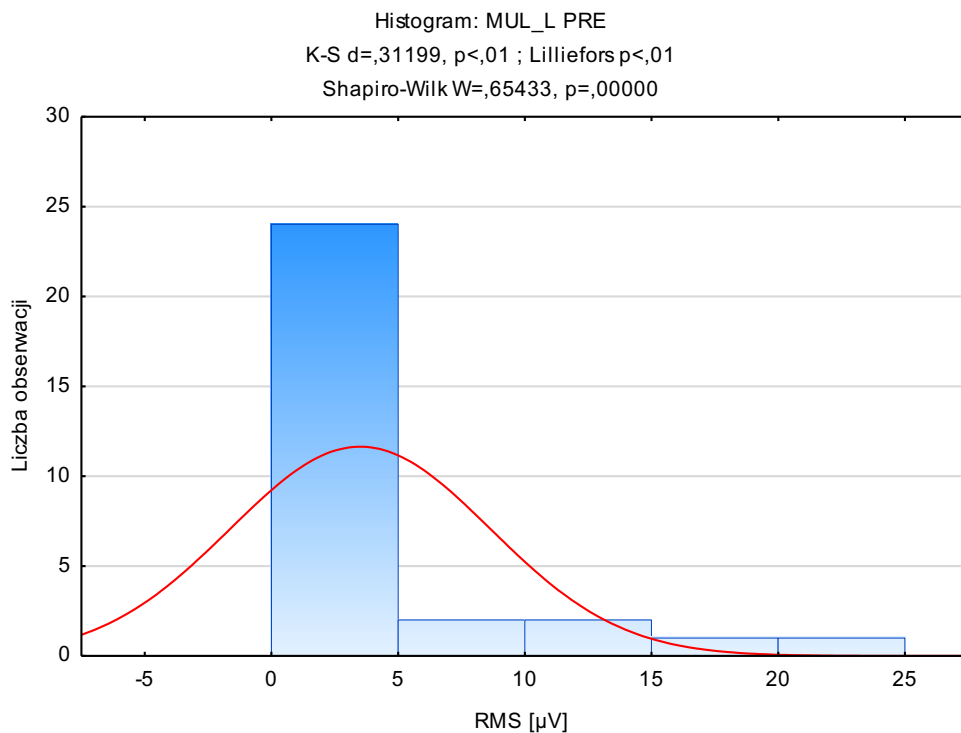
Rycina 103. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna lewego mięśnia naprężacza powięzi szerokiej (TFL_L) po zabiegu manipulacji (POST) w grupie eksperymentalnej



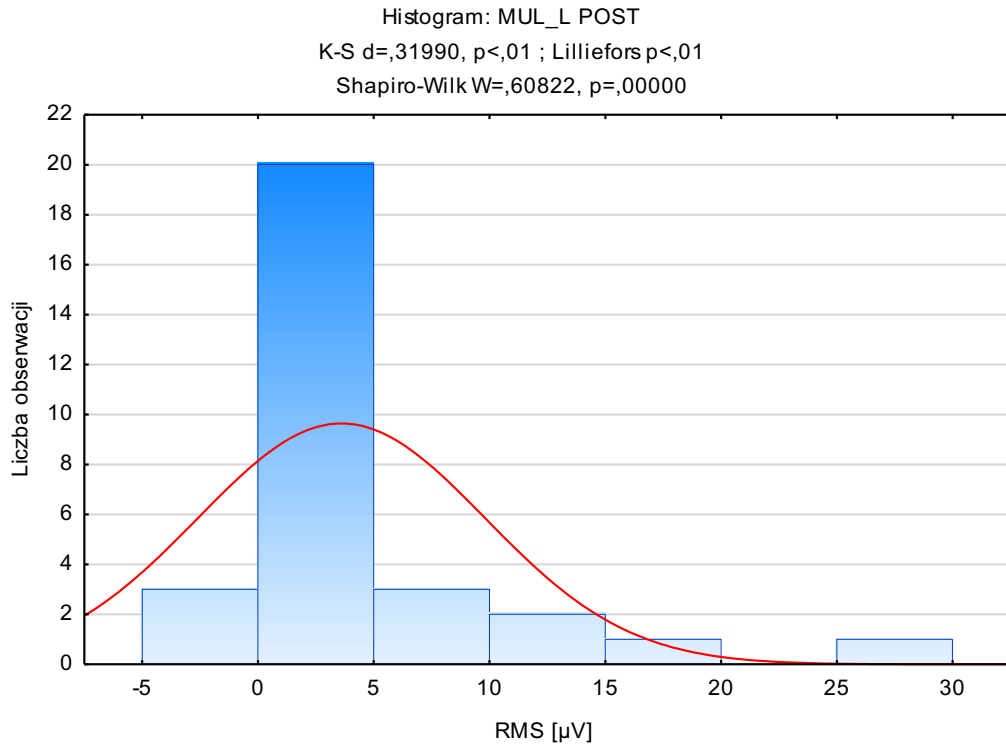
Rycina 104. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna prawego mięśnia naprężacza powięzi szerokiej (TFL_P) przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie eksperymentalnej



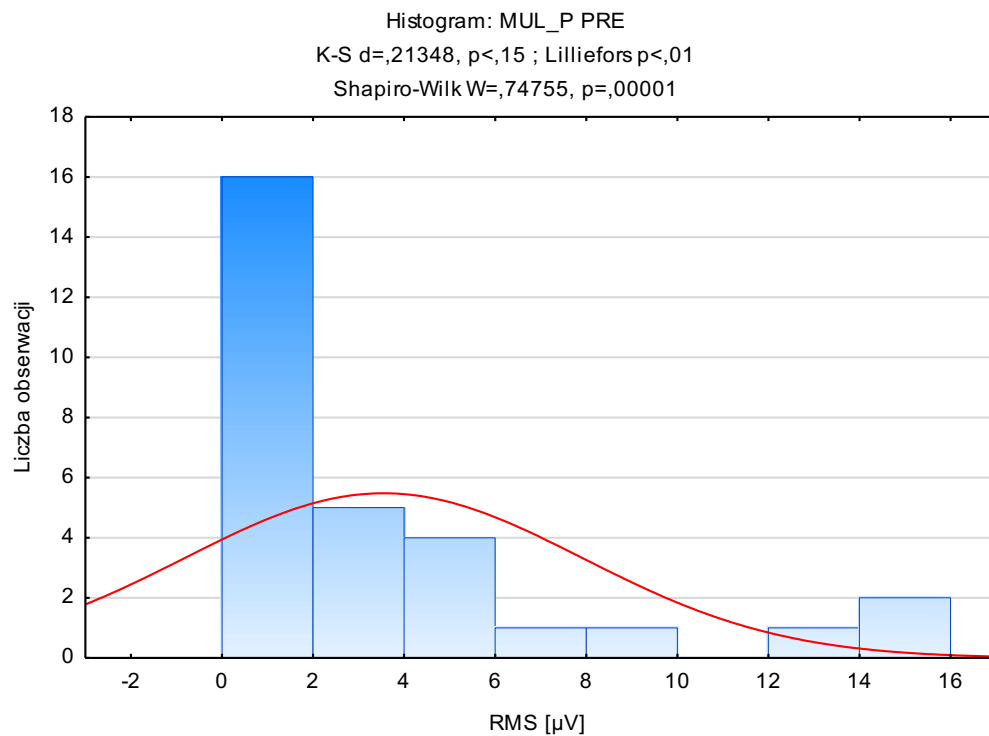
Rycina 105. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna prawego mięśnia naprężacza powięzi szerokiej (TFL_P) po zabiegu manipulacji (POST) w grupie eksperymentalnej



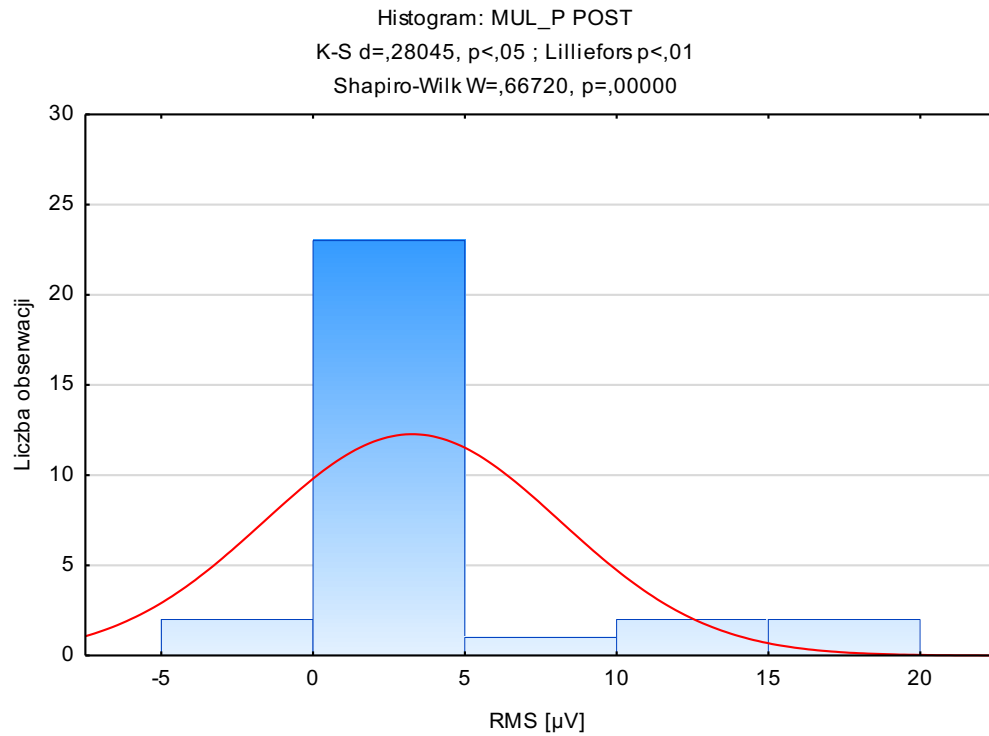
Rycina 106. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna mięśnia wielodzielnego lewego (MUL_L) przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie eksperymentalnej



Rycina 107. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna mięśnia wielodzielnego lewego (MUL_L) po zabiegu manipulacji (POST) w grupie eksperymentalnej

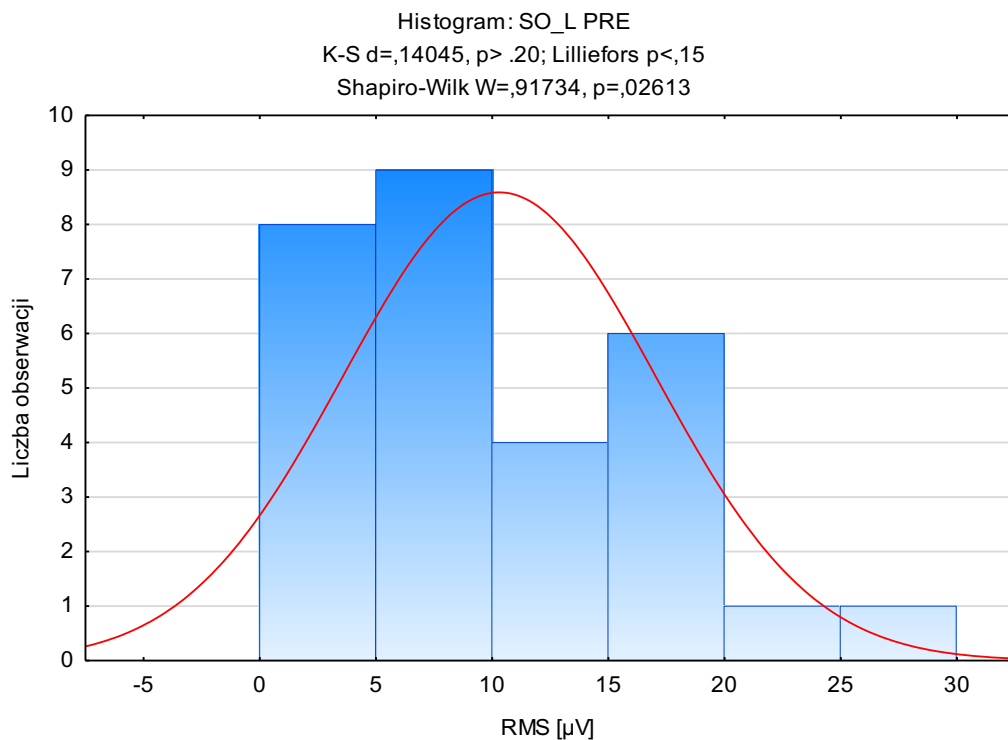


Rycina 108. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna mięśnia wielodzielnego prawego (MUL_P) przed wykonaniem zabiegu manipulacji (PRE) w grupie eksperymentalnej

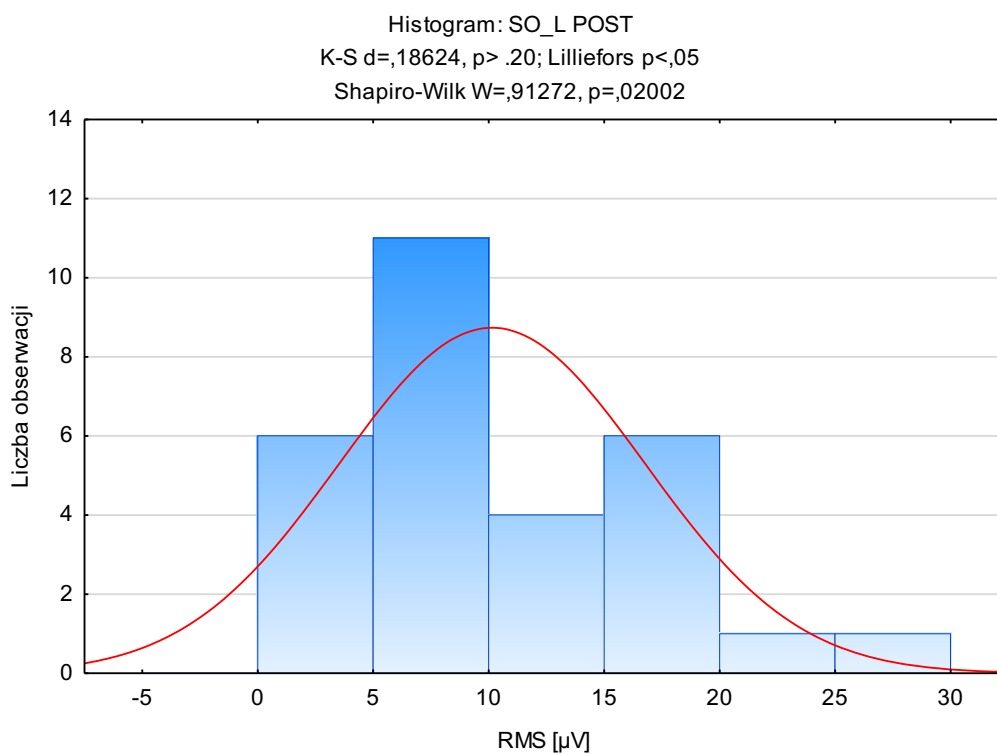


Rycina 109. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna mięśnia wielodzielnego prawego (MUL_P) po zabiegu manipulacji (POST) w grupie eksperymentalnej

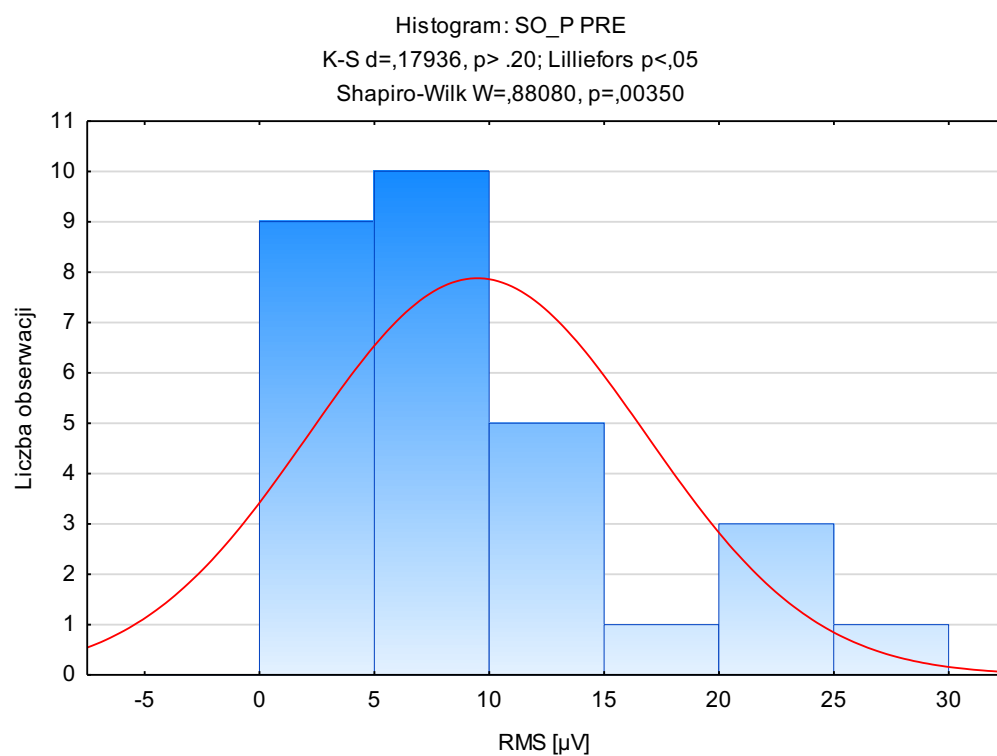
Histogramy przedstawiające rozkłady badanych cech elektromiograficznych dla grupy kontrolnej



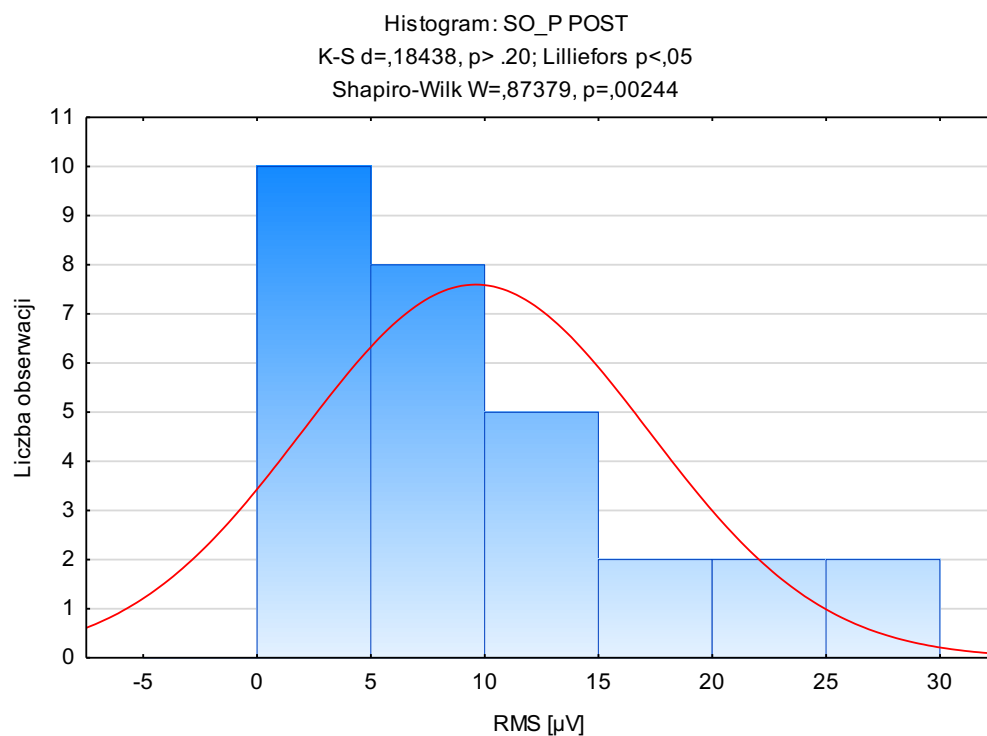
Rycina 110. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna mięśnia płaszczkowego lewego (SO_L) przed zabiegiem manipulacji (PRE) w grupie kontrolnej



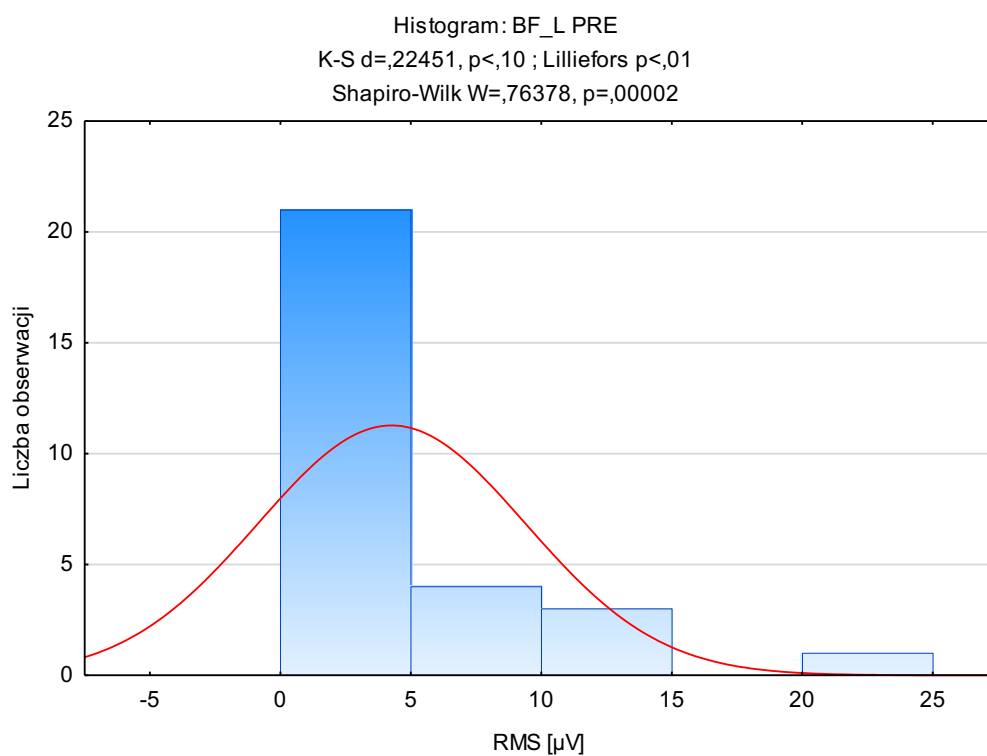
Rycina 111. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna mięśnia płaszczkowatego lewego (SO_L) po zabiegu manipulacji (POST) w grupie kontrolnej



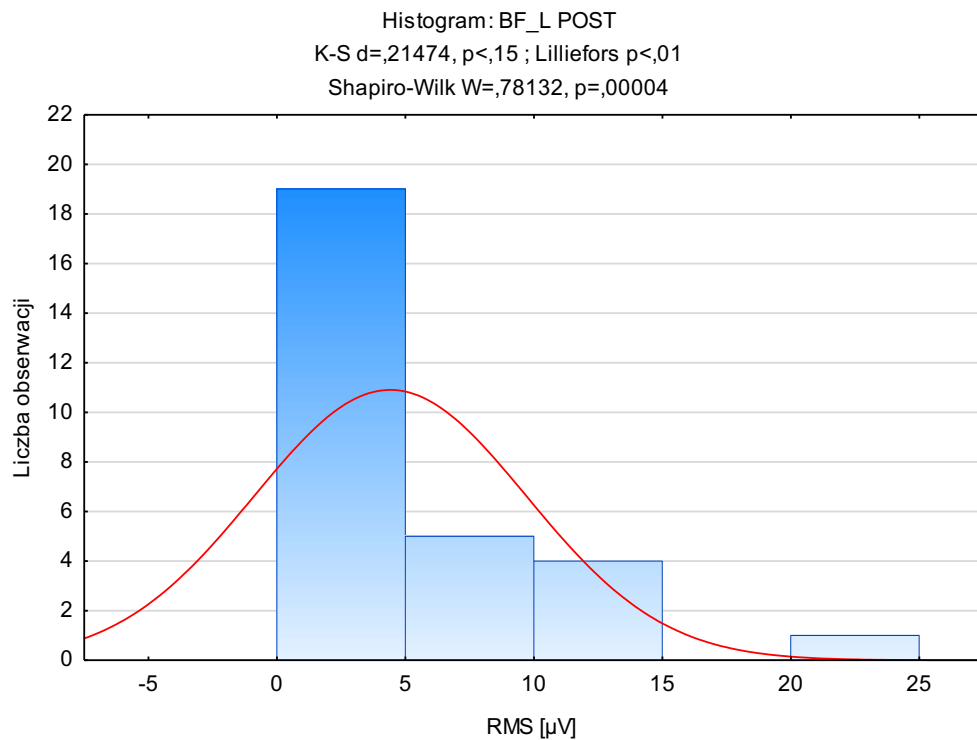
Rycina 112. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna mięśnia płaszczkowatego prawego (SO_P) przed zabiegiem manipulacji (PRE) w grupie kontrolnej



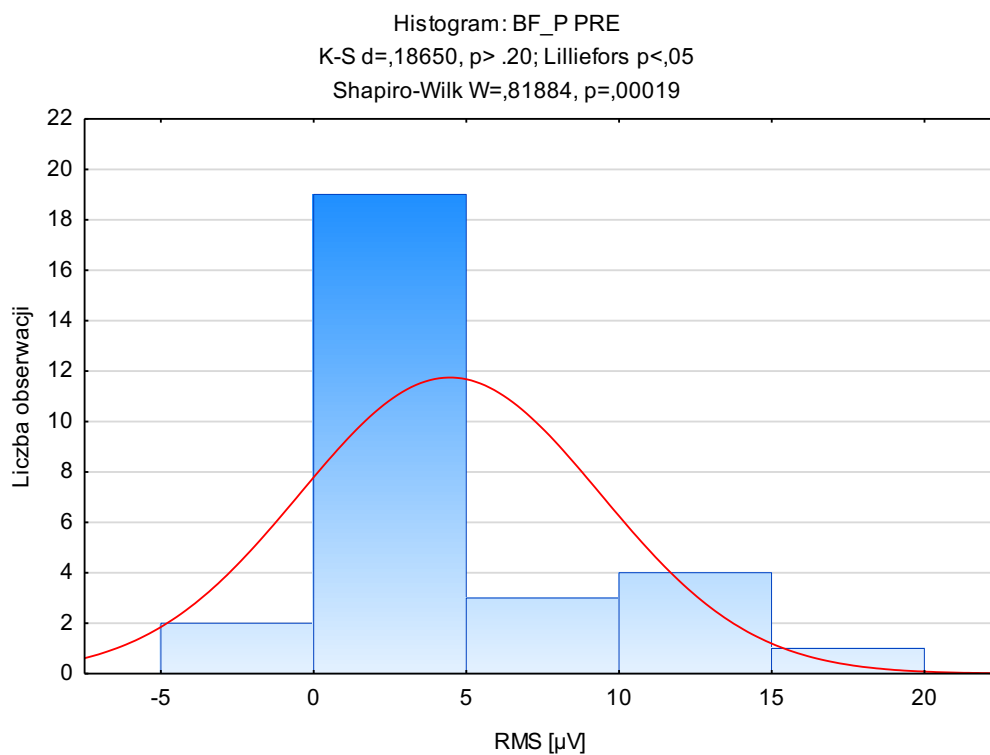
Rycina 113. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna mięśnia płaszczkowego prawego (SO_P) po zabiegu manipulacji (POST) w grupie kontrolnej



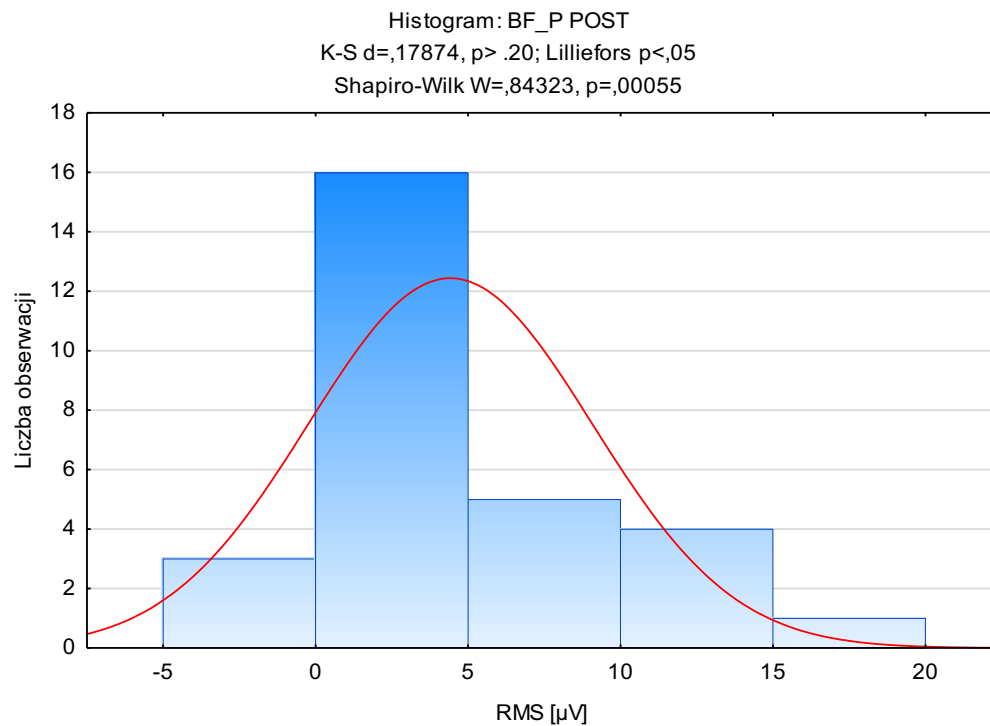
Rycina 114. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna lewego mięśnia dwugłowego uda (BF_L) przed zabiegiem manipulacji (PRE) w grupie kontrolnej



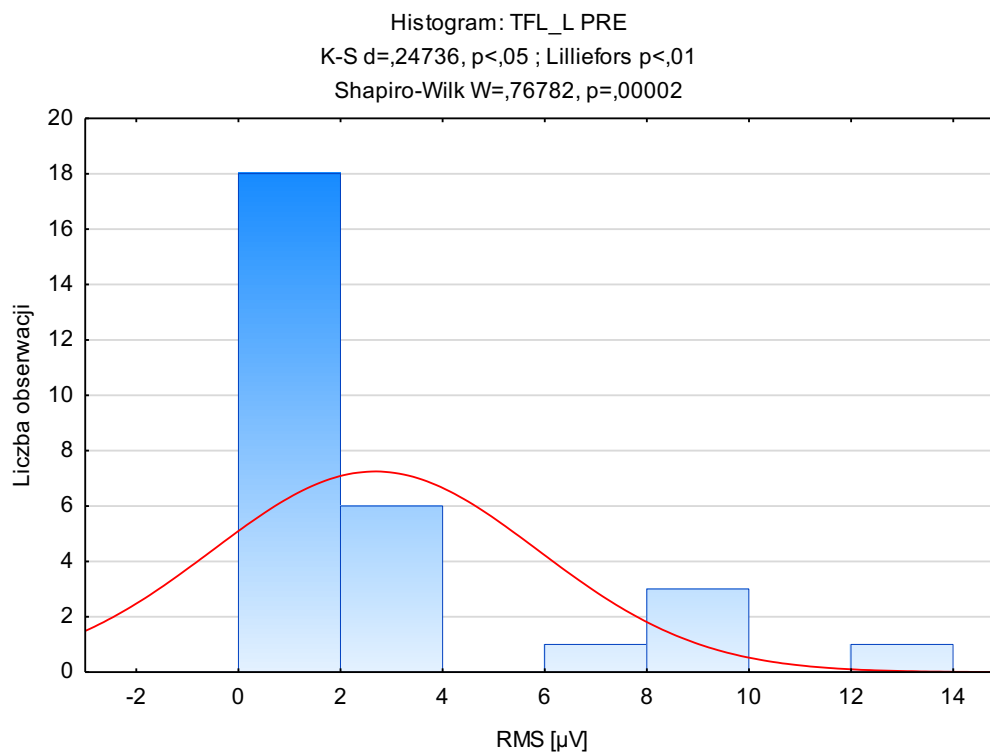
Rycina 115. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna lewego mięśnia dwugłowego uda (BF_L) po zabiegu manipulacji (POST) w grupie kontrolnej



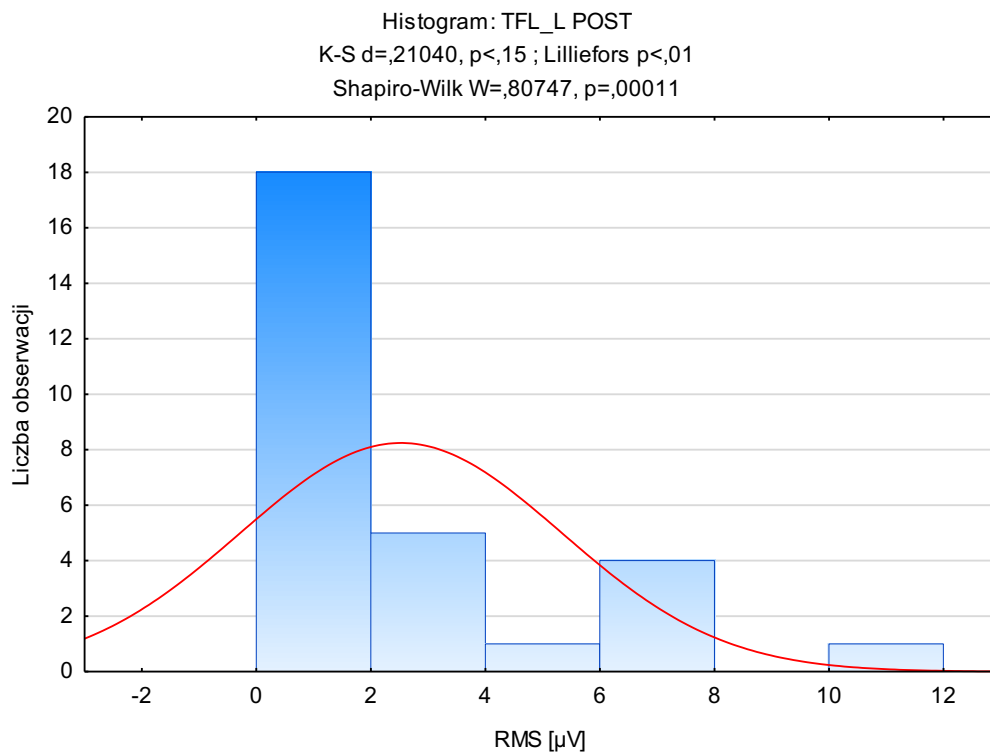
Rycina 116. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna prawego mięśnia dwugłowego uda (BF_P) przed zabiegiem manipulacji (PRE) w grupie kontrolnej



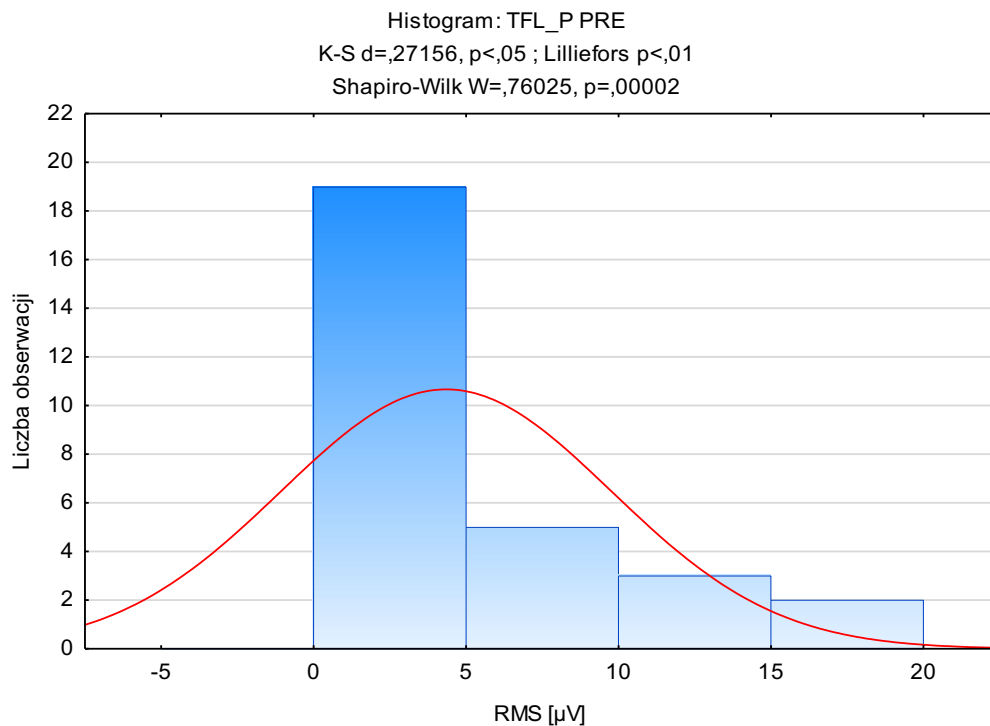
Rycina 117. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna prawego mięśnia dwugłowego uda (BF_P) po zabiegu manipulacji (POST) w grupie kontrolnej



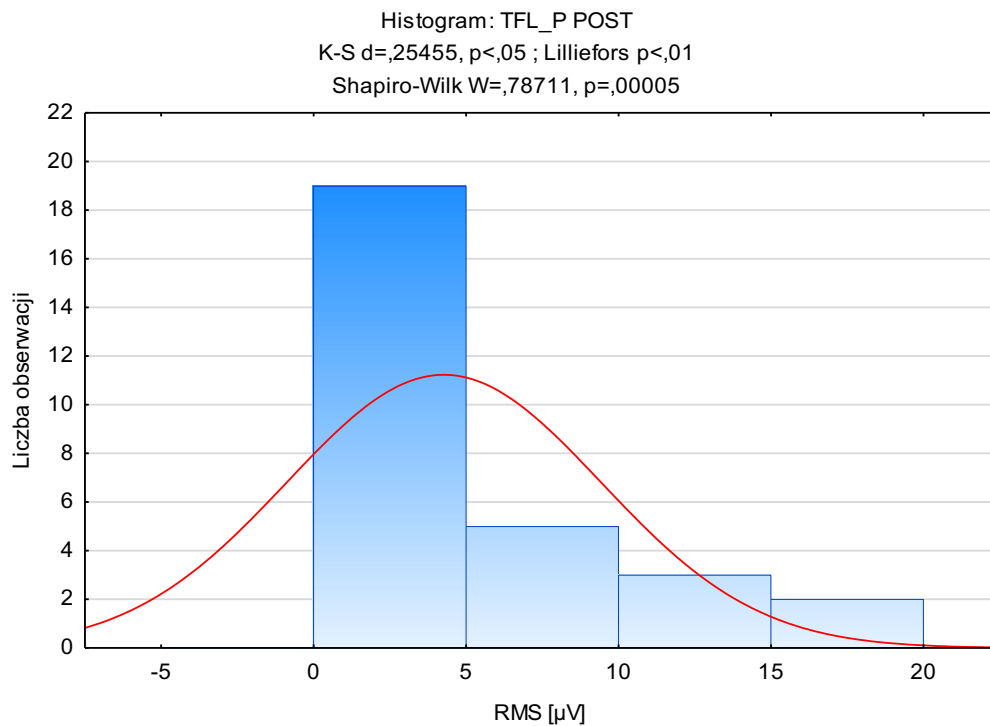
Rycina 118. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna lewego mięśnia naprężacza powięzi szerokiej (TFL_L) przed zabiegiem manipulacji (PRE) w grupie kontrolnej



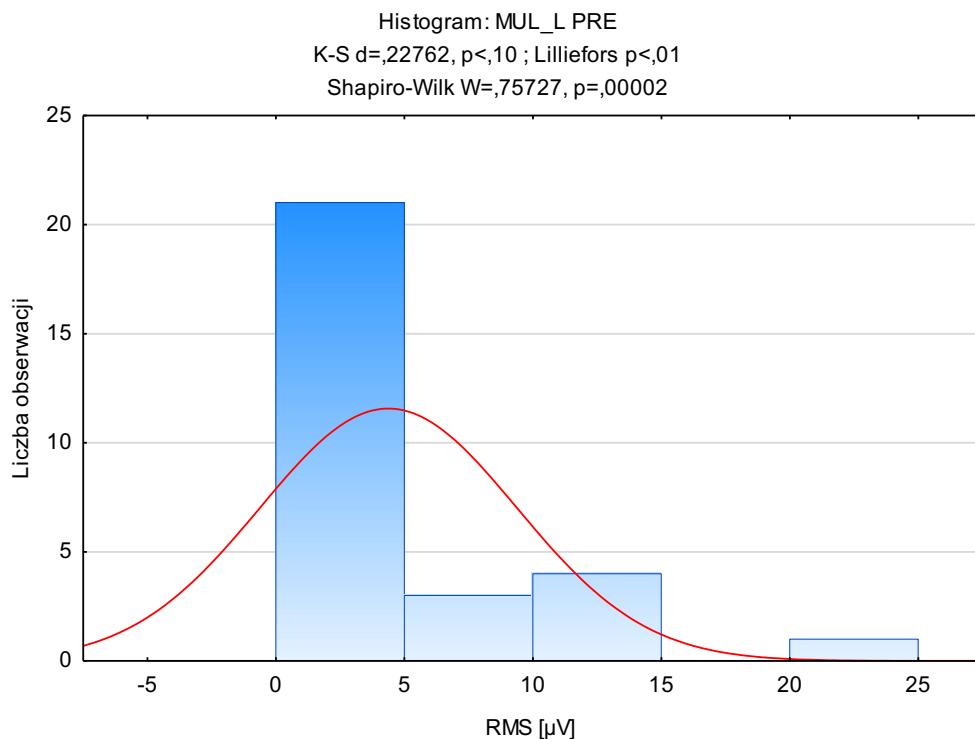
Rycina 119. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna lewego mięśnia naprężacza powięzi szerokiej (TFL_L) po zabiegu manipulacji (POST) w grupie kontrolnej



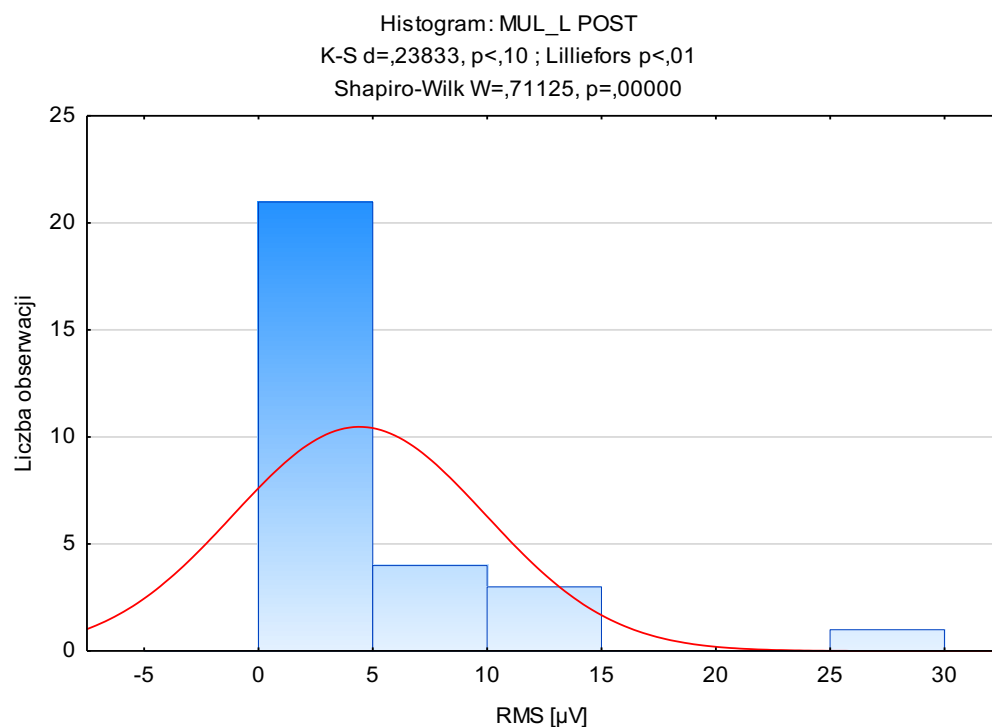
Rycina 120. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna prawego mięśnia naprężacza powięzi szerokiej (TFL_P) przed zabiegiem manipulacji (PRE) w grupie kontrolnej



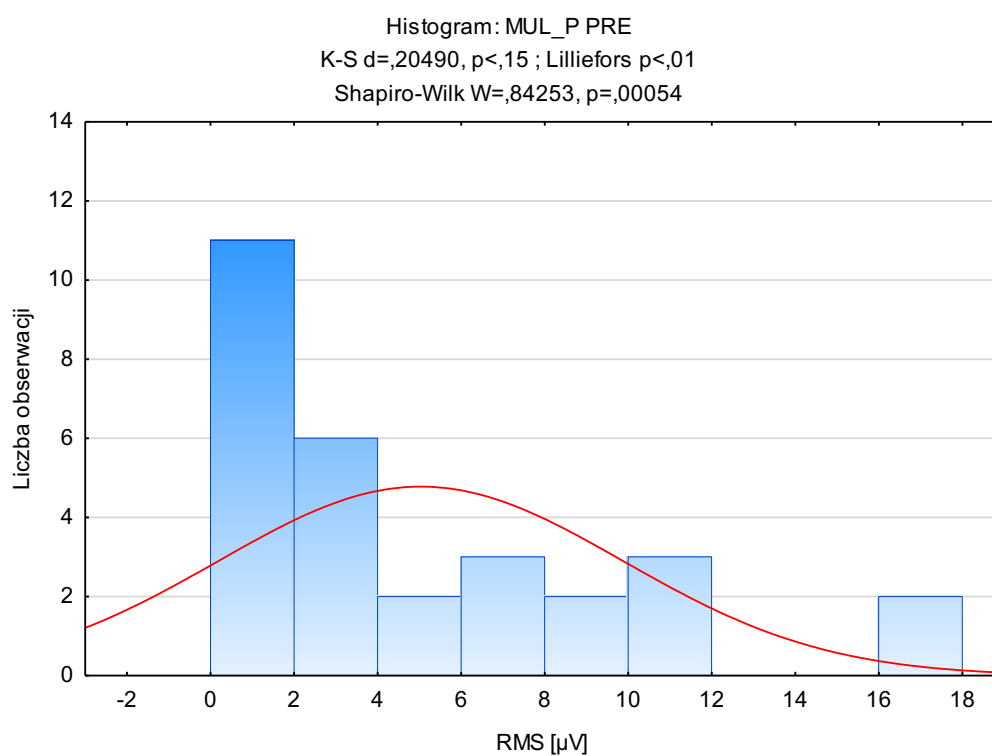
Rycina 121. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna prawego mięśnia naprężacza powięzi szerokiej (TFL_P) po zabiegu manipulacji (POST) w grupie kontrolnej



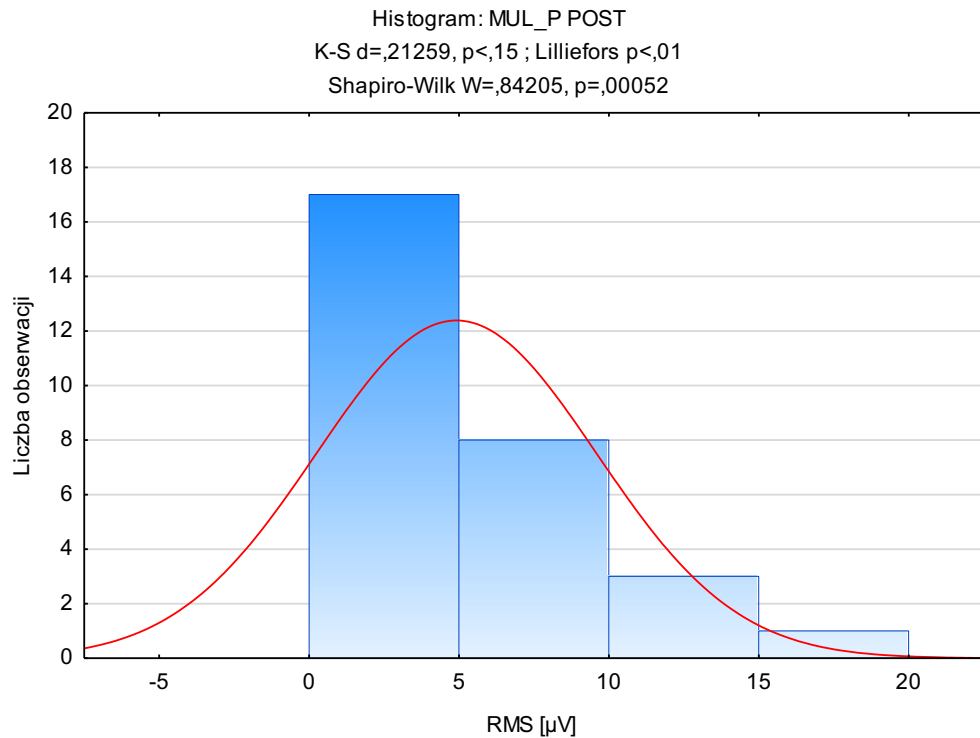
Rycina 122. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna mięśnia wielodzielnego lewego (MUL_L) przed zabiegiem manipulacji (PRE) w grupie kontrolnej



Rycina 123. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna mięśnia wielodzielnego lewego (MUL_L) po zabiegu manipulacji (POST) w grupie kontrolnej



Rycina 124. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna mięśnia wielodzielnego prawego (MUL_P) przed zabiegiem manipulacji (PRE) w grupie kontrolnej



Rycina 125. Rozkład zmiennej: aktywność bioelektryczna mięśnia wielodzielnego prawego (MUL_P) po zabiegu manipulacji (POST) w grupie kontrolnej

Powyższe wykresy i wartości p testów normalności rozkładu wskazują, że w grupie eksperymentalnej rozkład aż 9 zmiennych na 16 badanych odbiegał od krzywej Gaussa. Tylko dla następujących zmiennych nie było podstaw do odrzucenia hipotezy o normalności rozkładu: SOL_L PRE i POST, SOL_P PRE i POST, BF_L PRE, BF_P PRE, MUL_P PRE. Natomiast w grupie kontrolnej hipotezę o normalności rozkładu badanych zmiennych odrzucono tylko dla 3 zmiennych: TFL_L PRE oraz TFL_P PRE i POST. Stąd też w kolejnych podrozdziałach analizę wyników wsparto również o testy nieparametryczne.

5.3.2. Międzygrupowe porównanie aktywności bioelektrycznej wybranych mięśni przed zabiegiem SIJ i po wykonanym zabiegu

W celu określenia wpływu manipulacji stawu krzyżowo-biodrowego na aktywność bioelektryczną badanych mięśni dokonano porównania wartości parametrów elektromiograficznych przed wykonaniem zabiegu manipulacji oraz po wykonanym zabiegu między grupą eksperymentalną a grupą kontrolną. Interpretując dane analizy wariancji dla powtarzanych pomiarów, odnotowano istotną statystycznie różnicę pomiędzy wykonanymi pomiarami przed i po manipulacji PP (PRE, POST) dla dwóch zmiennych: aktywności bioelektrycznej prawego mięśnia dwugłowego uda ($p=0,0256$) i lewego mięśnia naprężacza powięzi szerokiej ($p=0,0208$) oraz istotny wpływ efektu interakcji pomiędzy powtarzanymi

pomiarami a grupą (PP*Grupa), ale tylko dla prawego mięśnia dwugłowego uda ($p=0,0348$) (Tab. 26). Efekt interakcji oznacza, że wskazane czynniki działają nieaddytywnie na tę cechę, wykazując pewien synergizm. Dla pozostałych badanych cech prawdopodobieństwo statystyki testowej $p>0,05$ wskazuje, że żaden z badanych czynników (Grupa: E, K; powtarzany pomiar: PP (PRE, POST); interakcja: PP*Grupa) nie ma istotnego wpływu (brak istotnych różnic pomiędzy pomiarem PRE i POST oraz pomiędzy grupą E i K, jak również brak istotnej interakcji pomiędzy powtarzaniem pomiarów a grupą) (Tab. 26).

Otrzymane wartości eta-kwadrat cząstkowe wskazują, że czynnik: pomiar (PRE, POST) wyjaśnia w 8 % zmienność aktywności bioelektrycznej prawego mięśnia dwugłowego uda oraz lewego mięśnia naprężacza powięzi szerokiej, a interakcja pomiędzy grupą i powtarzaniem pomiarów wyjaśnia w 7% zmienność aktywności bioelektrycznej prawego mięśnia dwugłowego uda (Tab. 26).

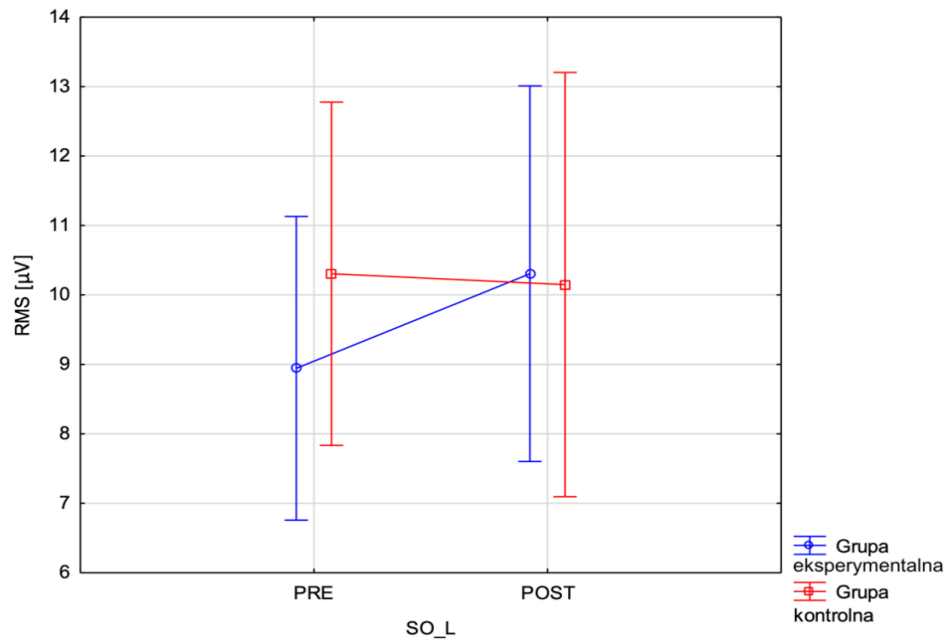
Tabela 26. Zestawienie wyników jednowymiarowej analizy wariancji ANOVA z powtarzaniem pomiarów dla pomiarów elektromiograficznych

Zmienna	Grupa (E, K)		PP (PRE, POST)		PP*Grupa	
	p	η^2	p	η^2	p	η^2
SO_L	0,7355	0,0018	0,2710	0,0189	0,1664	0,0297
SO_P	0,9151	0,0002	0,1162	0,0381	0,2464	0,0209
BF_L	0,3455	0,0139	0,3323	0,0147	0,5282	0,0062
BF_P	0,1295	0,0355	0,0256*	0,0755	0,0348*	0,0678
TFL_L	0,9629	0,0000	0,0208*	0,0807	0,0762	0,0483
TFL_P	0,7020	0,0023	0,3512	0,0136	0,6101	0,0041
MUL_L	0,4683	0,0082	0,5778	0,0049	0,7400	0,0017
MUL_P	0,1077	0,0399	0,1652	0,0299	0,4515	0,0089

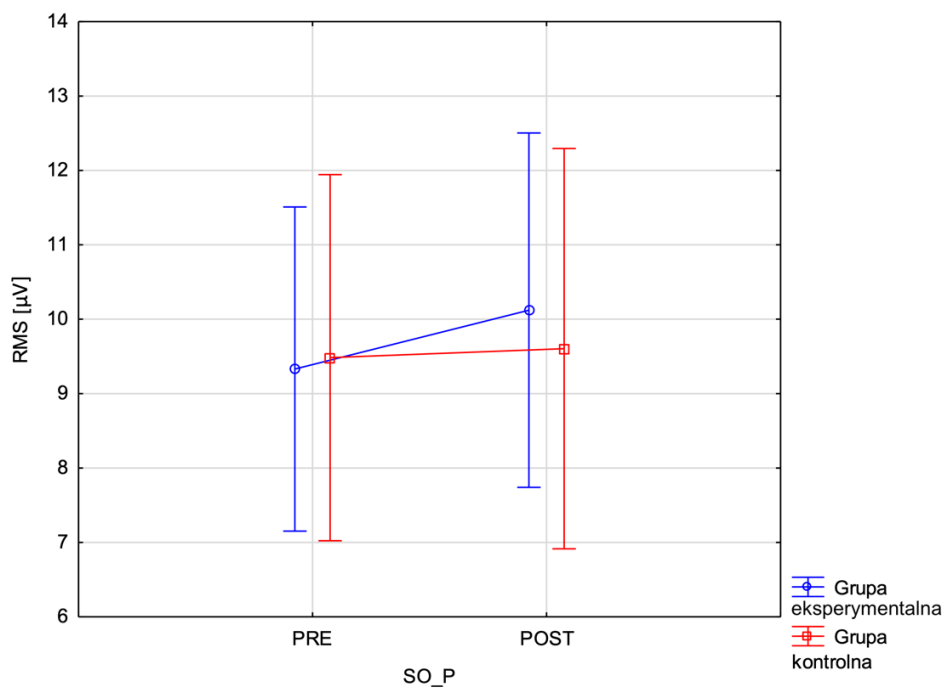
Zmienne - opisane w tekście na stronie 93; E - grupa eksperymentalna; K - grupa kontrolna; PP (PRE, POST) - pomiar przed i po zabiegu manipulacji; PP*Grupa - interakcja pomiędzy pomiarami (PRE i POST) a czynnikiem Grupa (E, K); η^2 - eta-kwadrat cząstkowe; p - prawdopodobieństwo testowe; * - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,05$

Ponadto przedstawiono w postaci graficznej (Ryc. 126-133) wielkość badanych cech elektromiograficznych przed manipulacją i po wykonanej manipulacji w zależności od rodzaju grupy badanej (eksperymentalnej, kontrolnej). Analiza przedstawionych obrazów graficznych wskazuje na brak zmian aktywności bioelektrycznej badanych mięśni w efekcie przeprowadzonej manipulacji placebo w grupie kontrolnej, natomiast w grupie eksperymentalnej na skutek przeprowadzonej manipulacji HVLA obserwowano zmiany zarówno w kierunku zmniejszania jak i zwiększania się aktywności bioelektrycznej badanych

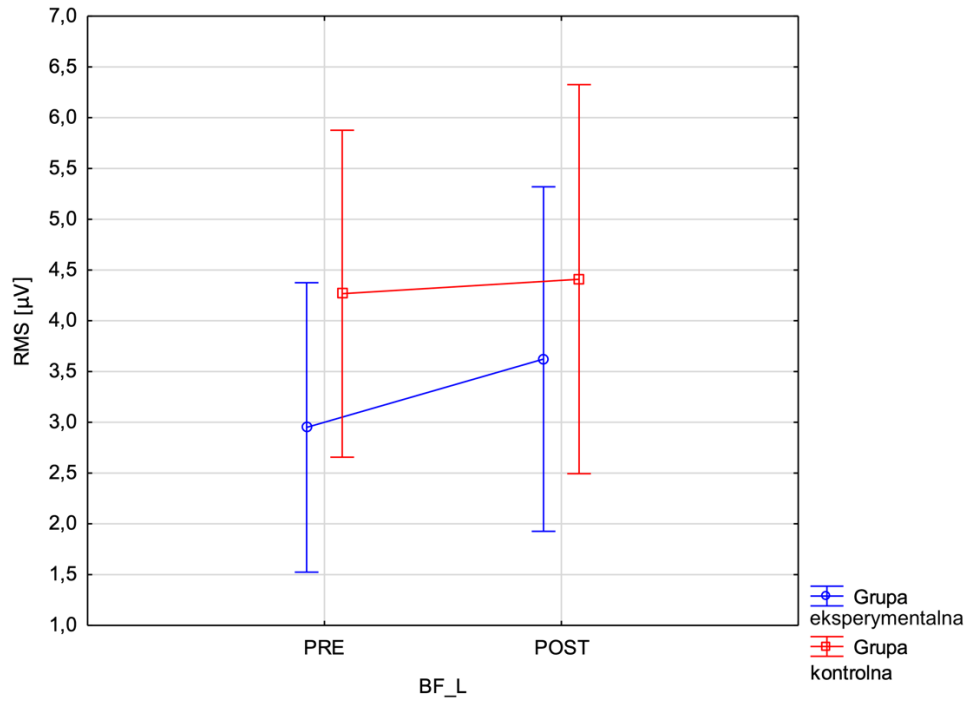
mięśni. W przypadku większości badanych mięśni zmiany te nie miały normalizującego charakteru w stosunku do grupy kontrolnej.



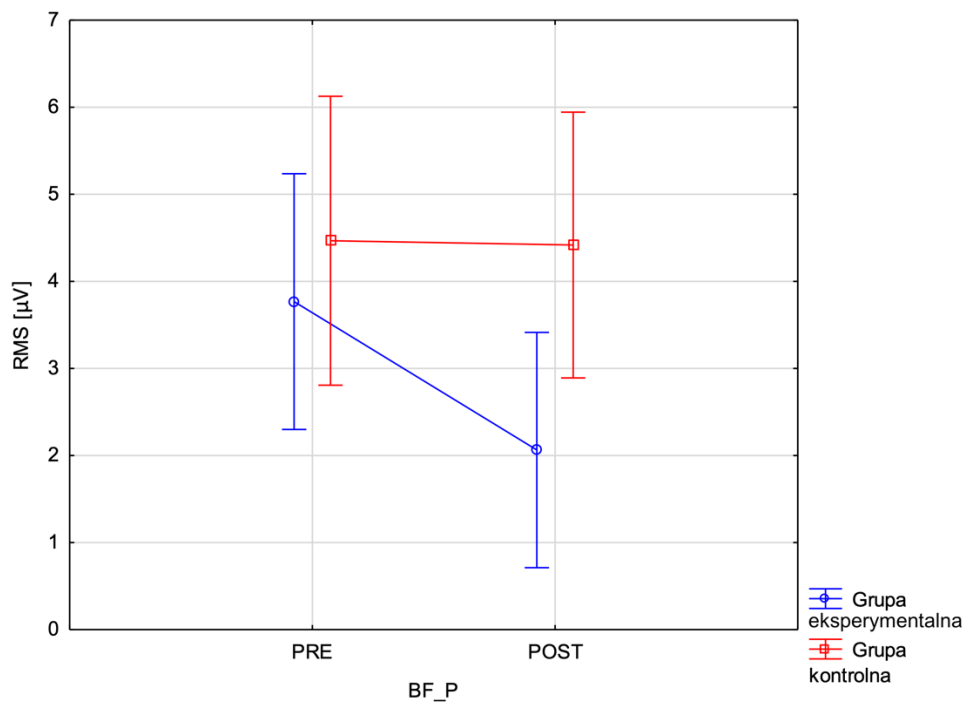
Rycina 126. Średnie wartości aktywności bioelektrycznej (RMS [μV]) lewego mięśnia płaszczkowatego (SO_L) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na zablokowanych SIJs w grupie eksperymentalnej i w grupie kontrolnej. Pionowe słupki oznaczają 95-procentowy przedział ufności dla średniej



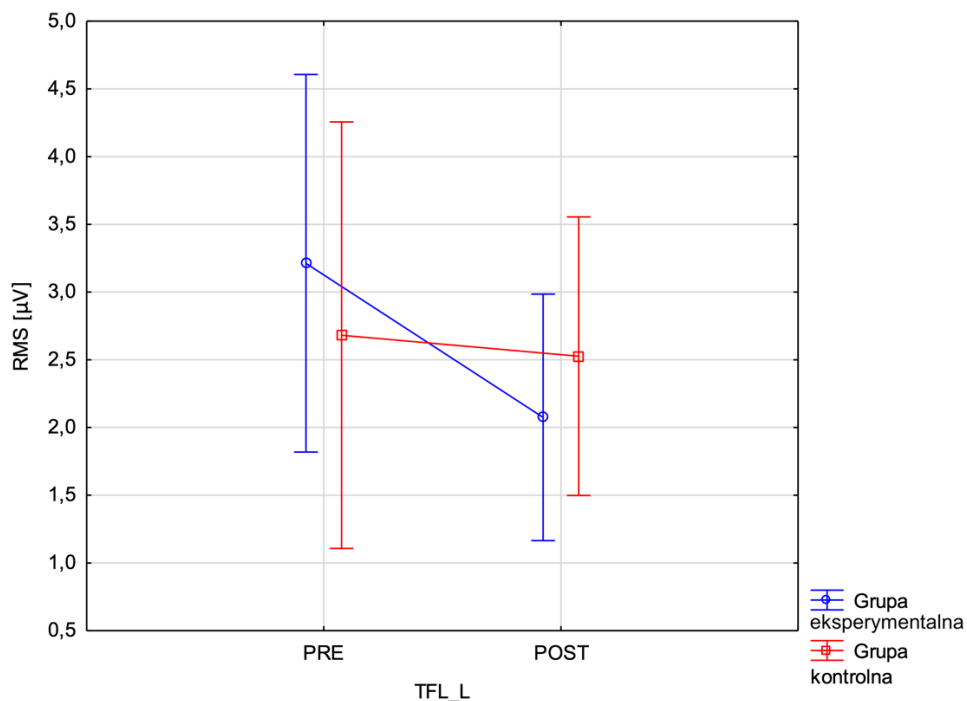
Rycina 127. Średnie wartości aktywności bioelektrycznej (RMS [μV]) prawego mięśnia płaszczkowatego (SO_P) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na zablokowanych SIJs w grupie eksperymentalnej i w grupie kontrolnej. Pionowe słupki oznaczają 95-procentowy przedział ufności dla średniej



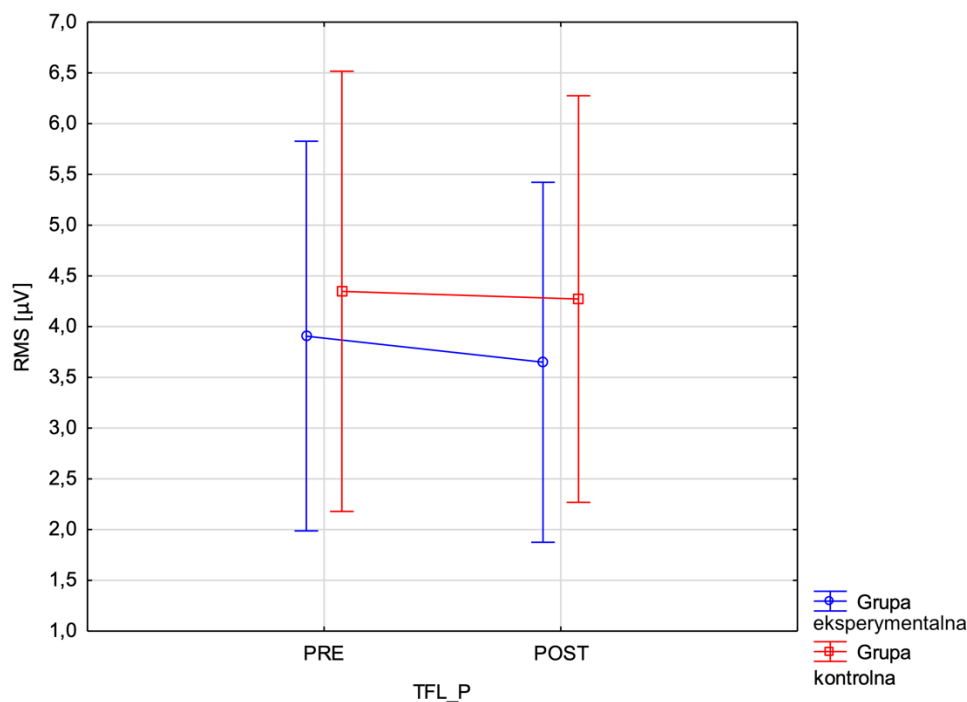
Rycina 128. Średnie wartości aktywności bioelektrycznej (RMS [μV]) lewego mięśnia dwugłowego uda (BF_L) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na zablokowanych SIJs w grupie eksperymentalnej i w grupie kontrolnej. Pionowe słupki oznaczają 95-procentowy przedział ufności dla średniej



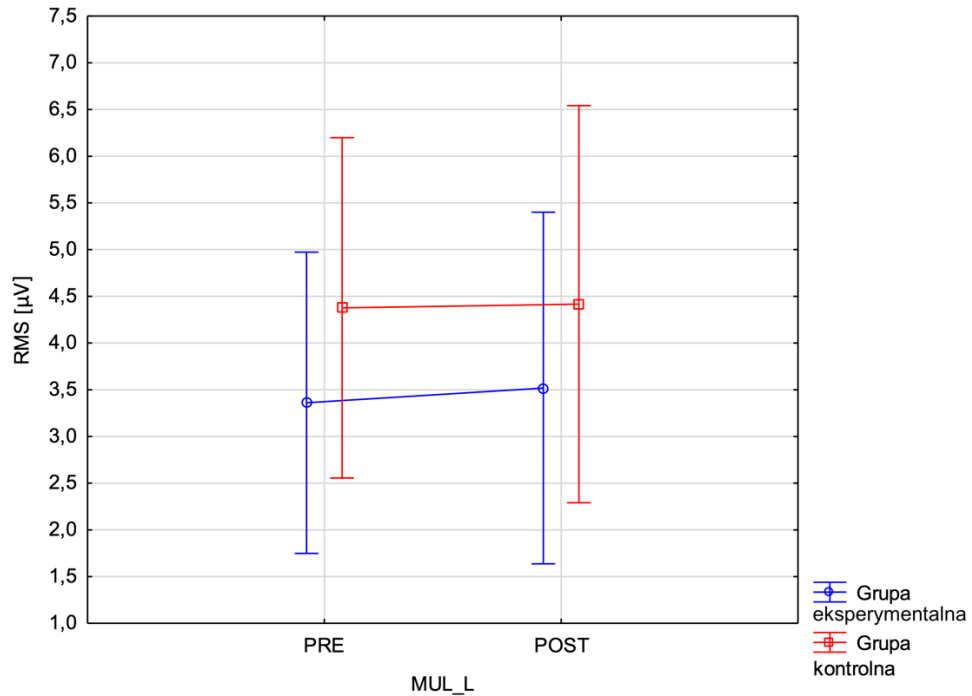
Rycina 129. Średnie wartości aktywności bioelektrycznej (RMS [μV]) prawego mięśnia dwugłowego uda (BF_P) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na zablokowanych SIJs w grupie eksperymentalnej i w grupie kontrolnej. Pionowe słupki oznaczają 95-procentowy przedział ufności dla średniej



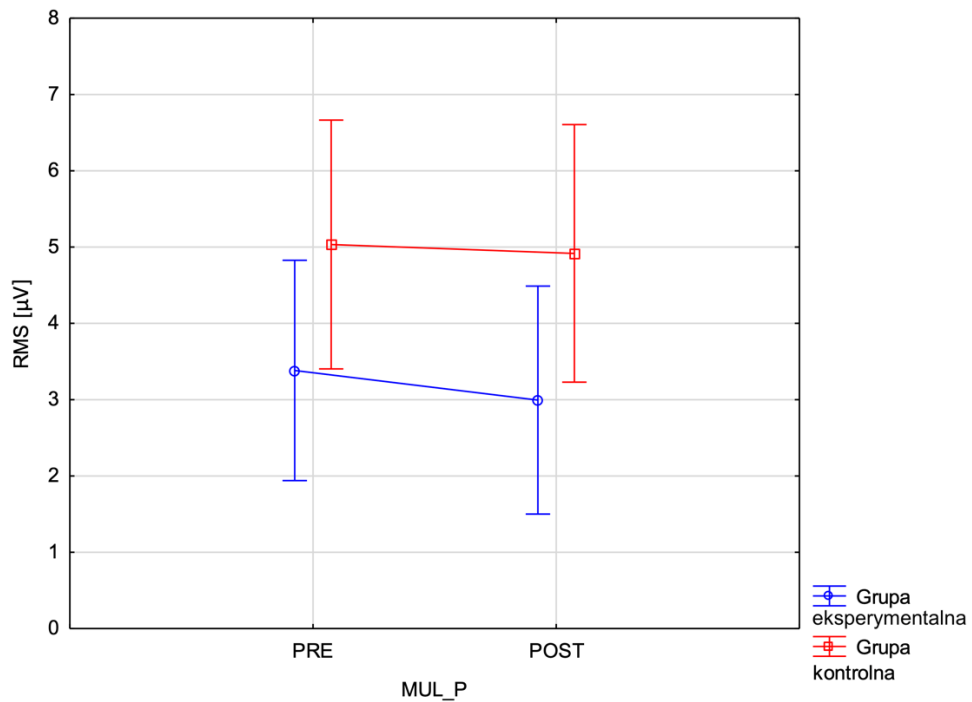
Rycina 130. Średnie wartości aktywności bioelektrycznej (RMS [μV]) lewego mięśnia naprężacza powięzi szerokiej (TFL_L) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na zablokowanych SIJs w grupie eksperymentalnej i w grupie kontrolnej. Pionowe słupki oznaczają 95-procentowy przedział ufności dla średniej



Rycina 131. Średnie wartości aktywności bioelektrycznej (RMS [μV]) prawego mięśnia naprężacza powięzi szerokiej (TFL_P) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na zablokowanych SIJs w grupie eksperymentalnej i w grupie kontrolnej. Pionowe słupki oznaczają 95-procentowy przedział ufności dla średniej



Rycina 132. Średnie wartości aktywności bioelektrycznej (RMS [μV]) lewego mięśnia wielodzielnego (MUL_L) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na zablokowanych SIJs w grupie eksperymentalnej i w grupie kontrolnej. Pionowe słupki oznaczają 95-procentowy przedział ufności dla średniej



Rycina 133. Średnie wartości aktywności bioelektrycznej (RMS [μV]) prawego mięśnia wielodzielnego (MUL_P) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na zablokowanych SIJs w grupie eksperymentalnej i w grupie kontrolnej. Pionowe słupki oznaczają 95-procentowy przedział ufności dla średniej

W celu sprawdzenia czy osoby z grupy eksperymentalnej różniły się przed zastosowaną manipulacją i po zastosowaniu manipulacji od osób z grupy kontrolnej w zakresie ośmiu mierzonych parametrów elektromiograficznych, przeprowadzono test t-Studenta dla prób niezależnych. Przed zastosowaniem testu t-Studenta sprawdzono równość wariancji porównywalnych zmiennych, a w przypadku występowania istotnej różnicy wariancji zastosowano test t z oddzielną estymacją wariancji (Tab. 27).

Zastosowane testy pokazują brak statystycznie istotnego zróżnicowania między grupą eksperymentalną a grupą kontrolną w zakresie aktywności bioelektrycznej dla wszystkich badanych mięśni przed wykonaniem zabiegu manipulacji. Aktywność bioelektryczna wszystkich mięśni, z wyjątkiem lewego naprężacza powięzi szerokiej, była przed zabiegiem manipulacji nieistotnie mniejsza w grupie eksperymentalnej niż w grupie kontrolnej. Po wykonaniu manipulacji pojawiła się między badanymi grupami istotna różnica tylko dla prawego mięśnia dwugłowego uda ($p=0,0243$) (Tab. 27).

Tabela 27. Porównanie pomiarów elektromiograficznych między grupą eksperymentalną (E) a kontrolną (K) przed (PRE) i po (POST) manipulacji - wyniki testu t-Studenta dla prób niezależnych

Zmienna	Testy t; Grupująca: Grupa E i K E: grupa eksperymentalna K: grupa kontrolna										
	\bar{X} (E)	\bar{X} (K)	t	df	p	N (E)	N (K)	SD (E)	SD (K)	Iloraz F wariancje	p wariancje
SO_L PRE	8,94	10,31	-0,824	57	0,4128	30	29	6,60	6,73	1,040	0,9004
SO_L POST	10,30	10,15	0,077	57	0,9391	30	29	9,29	6,62	1,970	0,0672
SO_P PRE	9,33	9,48	-0,093	57	0,9261	30	29	6,02	7,34	1,485	0,2619
SO_P POST	10,12	9,60	0,287	57	0,7747	30	29	6,96	7,62	1,199	0,6020
BF_L PRE	2,95	4,27	-1,224	57	0,2256	30	29	3,60	5,13	2,028	0,0463
BF_L POST	3,62	4,41	-0,614	57	0,5412	30	29	5,05	5,30	1,101	0,7761
BF_P PRE	3,77	4,47	-0,631	57	0,5305	30	29	4,09	4,93	1,452	0,2898
BF_P POST	2,06	4,42	-2,308	57	0,0243*	30	29	3,64	4,65	1,631	0,1662
TFL_L PRE	3,21	2,68	0,504	57	0,6157	30	29	4,91	3,19	2,362	0,0212
TFL_L POST	2,07	2,53	-0,657	57	0,5134	30	29	2,74	2,81	1,047	0,8866
TFL_P PRE	3,91	4,35	-0,304	57	0,7620	30	29	6,15	5,42	1,288	0,4939
TFL_P POST	3,65	4,27	-0,465	57	0,6433	30	29	5,59	5,15	1,177	0,6627
MUL_L PRE	3,36	4,38	-0,834	57	0,4073	30	29	4,84	5,00	1,068	0,8438
MUL_L POST	3,52	4,42	-0,632	57	0,5297	30	29	5,88	5,52	1,135	0,7367
MUL_P PRE	3,38	5,03	-1,513	57	0,1351	30	29	4,01	4,84	1,456	0,2864
MUL_P POST	2,99	4,92	-1,704	57	0,0933	30	29	4,45	4,67	1,100	0,7794

Zmienne - opisane w tekście na stronie 93; \bar{X} - średnia; t - wartość testu t; df - stopnie swobody; p - prawdopodobieństwo statystyki testu t-Studenta dla prób niezależnych; N - liczebność; SD - odchylenie standardowe; F - iloraz porównywanych wariancji; * - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,05$

Ponadto dokonano porównania zmian (POST–PRE) aktywności bioelektrycznej badanych mięśni na skutek przeprowadzonej manipulacji pomiędzy grupą eksperymentalną i kontrolną przy użyciu testu t-Studenta dla zmiennych niezależnych (Tab. 28). Między badanymi grupami zaobserwowano istotną różnicę tylko dla zmiany (POST–PRE) aktywności bioelektrycznej prawego mięśnia dwugłowego uda ($p=0,0348$) (Tab. 28).

Tabela 28. Porównanie pomiędzy grupą eksperymentalną (E) a kontrolną (K) różnic (POST–PRE) aktywności bioelektrycznej badanych mięśni - wyniki testu t-Studenta dla prób niezależnych

Zmienna	Testy t; Grupująca: Grupa E i K E: grupa eksperymentalna K: grupa kontrolna										
	\bar{X} (E)	\bar{X} (K)	t	df	p	N (E)	N (K)	SD (E)	SD (K)	Iloraz F wariancje	p wariancje
R-SO_L	1,36	-0,16	1,400	57	0,1664	30	29	5,74	1,17	24,160	0,0000
R-SO_P	0,79	0,12	1,170	57	0,2464	30	29	3,00	0,75	15,954	0,0000
R-BF_L	0,67	0,14	0,634	57	0,5282	30	29	4,46	0,62	52,186	0,0000
R-BF_P	-1,70	-0,05	-2,157	57	0,0348*	30	29	4,06	0,85	22,604	0,0000
R-TFL_L	-1,14	-0,15	-1,803	57	0,0762	30	29	2,89	0,55	27,278	0,0000
R-TFL_P	-0,26	-0,08	-0,512	57	0,6101	30	29	1,80	0,74	5,982	0,0000
R-MUL_L	0,16	0,04	0,333	57	0,7400	30	29	1,76	0,83	4,519	0,0000
R-MUL_P	-0,39	-0,12	-0,758	57	0,4515	30	29	1,71	1,01	2,869	0,0051

R = (POST–PRE) - różnice między wartością po manipulacji i wartością przed manipulacją badanych zmiennych; Zmienne - opisane w tekście na stronie 93; \bar{X} - średnia; t - wartość testu t z oddzielną estymacją wariancji; df - stopnie swobody; p - prawdopodobieństwo testowe; N - liczebność; SD - odchylenie standardowe; F - iloraz porównywanych wariancji; * - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,05$;

Z uwagi na fakt, że część cech elektromiograficznych miała rozkłady prawostronnie skośnie i odbiegające od rozkładu normalnego, zastosowano również nieparametryczny test U Manna-Whitneya dla zmiennych niezależnych (Tab. 29). Otrzymano wyniki podobne jak dla testu t-Studenta (Tab. 28). Test nieparametryczny potwierdził istotną statystycznie różnicę międzygrupową ($p=0,0066$) dla aktywności bioelektrycznej prawego mięśnia dwugłowego uda, mierzonej po wykonaniu manipulacji (Tab. 29). Natomiast dla cechy: RMS prawego mięśnia wielodzielnego POST, której rozkład istotnie odbiegał od krzywej Gaussa, test U Manna-Whitneya okazał się bardziej wiarygodny niż test t-Studenta i wskazał również dla tej zmiennej istotną statystycznie różnicę międzygrupową ($p=0,0113$) (Tab. 29).

Odnośnie testowania nieparametrycznego różnicy międzygrupowej dotyczącej zmian (POST–PRE) aktywności bioelektrycznej badanych mięśni, to została ona potwierdzona dla prawego mięśnia dwugłowego uda ($p=0,0079$) oraz dodatkowo zaobserwowana dla lewego

naprężacza powięzi szerokiej ($p=0,0336$) (Tab. 30). Test t-Studenta nie był wystarczająco odporny na odchylenie od normalności rozkładu zmiennych RMS MUL_P i TFL_L (zbyt wysoka kurtoza) i dla nich odpowiedniejszy okazał się test U Manna-Whitneya.

Tabela 29. Istotność różnic między grupą E i K dla badanych zmiennych przed manipulacją (zmiennych PRE) i po manipulacji (zmiennych POST) - wyniki testu U Manna-Whitneya dla prób niezależnych

Zmienna	N _E	N _K	U	p
SO_L PRE	30	29	470,00	0,3938
SO_L POST	30	29	483,00	0,4934
SO_P PRE	30	29	489,50	0,5479
SO_P POST	30	29	481,00	0,4773
BF_L PRE	30	29	489,00	0,5436
BF_L POST	30	29	452,00	0,2777
BF_P PRE	30	29	483,50	0,4975
BF_P POST	30	29	326,00	0,0066**
TFL_L PRE	30	29	517,00	0,8061
TFL_L POST	30	29	438,00	0,2053
TFL_P PRE	30	29	527,50	0,9125
TFL_P POST	30	29	529,00	0,9279
MUL_L PRE	30	29	413,50	0,1134
MUL_L POST	30	29	404,00	0,0881
MUL_P PRE	30	29	409,00	0,1008
MUL_P POST	30	29	340,00	0,0113**

Zmienne - opisane w tekście na stronie 93; N_E - liczebność grupy eksperymentalnej; N_K - liczebność grupy kontrolnej; U - wartość testu U Manna-Whitneya; p - prawdopodobieństwo testowe; * - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,05$; ** - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,01$

Tabela 30. Istotność różnic między grupą E i K dla zmian (POST–PRE) aktywności bioelektrycznej badanych mięśni- wyniki testu U Manna-Whitneya dla prób niezależnych

Zmienna	N _E	N _K	U	p
R-SO_L	30	29	509,00	0,7272
R-SO_P	30	29	520,50	0,8413
R-BF_L	30	29	458,50	0,3167
R-BF_P	30	29	330,50	0,0079**
R-TFL_L	30	29	371,50	0,0336*
R-TFL_P	30	29	528,00	0,9177
R-MUL_L	30	29	429,00	0,1668
R-MUL_P	30	29	446,50	0,2476

R = (POST–PRE) - różnice między wartością po manipulacji i wartością przed manipulacją badanych zmiennych; Zmienne - opisane w tekście na stronie 93; N_E - liczebność grupy eksperymentalnej; N_K - liczebność grupy kontrolnej; U - wartość testu U Manna-Whitneya; p - prawdopodobieństwo testowe; * - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,05$; ** - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,01$

5.3.3. Wewnątrzgrupowe porównanie zmian aktywności bioelektrycznej badanych mięśni na skutek zabiegu manipulacji SIJ - oddzielnie w grupie eksperymentalnej i oddzielnie w grupie kontrolnej

W niniejszej pracy porównano również aktywność bioelektryczną badanych mięśni przed i po zabiegu manipulacji w każdej z badanych grup oddzielnie. W tym celu zastosowano test średnich względem stałej wartości odniesienia dla różnic (POST–PRE) (Tab. 31-32). W grupie kontrolnej dla żadnego z badanych mięśni różnica wartości aktywności bioelektrycznej (POST–PRE) nie jest istotnie różna od zera (Tab. 31). Natomiast w grupie eksperymentalnej różnice w RMS na skutek manipulacji są istotnie różne od zera tylko dla prawego mięśnia dwugłowego uda oraz lewego naprężacza powięzi szerokiej (Tab. 32). Rozkłady niektórych badanych zmiennych odbiegały od rozkładu normalnego, dlatego dodatkowo zastosowano nieparametryczny test Wilcoxon'a będący alternatywą dla testu średnich względem stałej wartości odniesienia (Tab. 33). W grupie kontrolnej wyniki testu Wilcoxon'a wskazały na brak istotnych różnic między wartością PRE i POST aktywności bioelektrycznej dla wszystkich badanych mięśni, a tym samym potwierdziła się 100% zgodność z wynikami testu średnich względem stałej wartości odniesienia. W grupie eksperymentalnej, w której to rozkład większości cech elektromiograficznych odbiegał od krzywej Gaussa, test Wilcoxon'a oprócz mięśni wskazanych przez test średnich względem stałej wartości odniesienia do grupy mięśni, których aktywność bioelektryczna po manipulacji zmieniła się istotnie, dodał prawy mięsień wielodzielny ($p=0,0525$) (Tab. 33). Graficzny obraz mediany aktywności bioelektrycznej badanych mięśni przed i po manipulacji HVLA przedstawiają ryciny 134-141.

Tabela 31. Wyniki testu średnich względem stałej wartości odniesienia dla różnic (POST–PRE) aktywności bioelektrycznej każdego z badanych mięśni: lewego (L) i prawego (P) w grupie kontrolnej

Zmienna	Test średnich względem stałej wartości odniesienia							
	\bar{X}	SD	N	Bł. std.	Odniesienie Stała	t	df	p
R-SO_L	-0,16	1,17	29	0,22	0,00	-0,724	28	0,4753
R-SO_P	0,12	0,75	29	0,14	0,00	0,866	28	0,3939
R-BF_L	0,14	0,62	29	0,11	0,00	1,249	28	0,2221
R-BF_P	-0,05	0,85	29	0,16	0,00	-0,314	28	0,7562
R-TFL_L	-0,15	0,55	29	0,10	0,00	-1,507	28	0,1430
R-TFL_P	-0,08	0,74	29	0,14	0,00	-0,556	28	0,5829
R-MUL_L	0,04	0,83	29	0,15	0,00	0,261	28	0,7962
R-MUL_P	-0,12	1,01	29	0,19	0,00	-0,618	28	0,5414

R = (POST–PRE) - różnice między wartością po manipulacji i wartością przed manipulacją badanych zmiennych; Zmienne - opisane w tekście na stronie 93; \bar{X} - średnia; SD - odchylenie standardowe; N - liczba obserwacji; Bł. std - błąd standardowy; t - wartość testu średnich względem stałej wartości odniesienia; df - stopnie swobody; p - prawdopodobieństwo statystyki testowej

Tabela 32. Wyniki testu średnich względem stałej wartości odniesienia dla różnic (POST–PRE) aktywności bioelektrycznej każdego z badanych mięśni: lewego (L) i prawego (P) w grupie eksperymentalnej

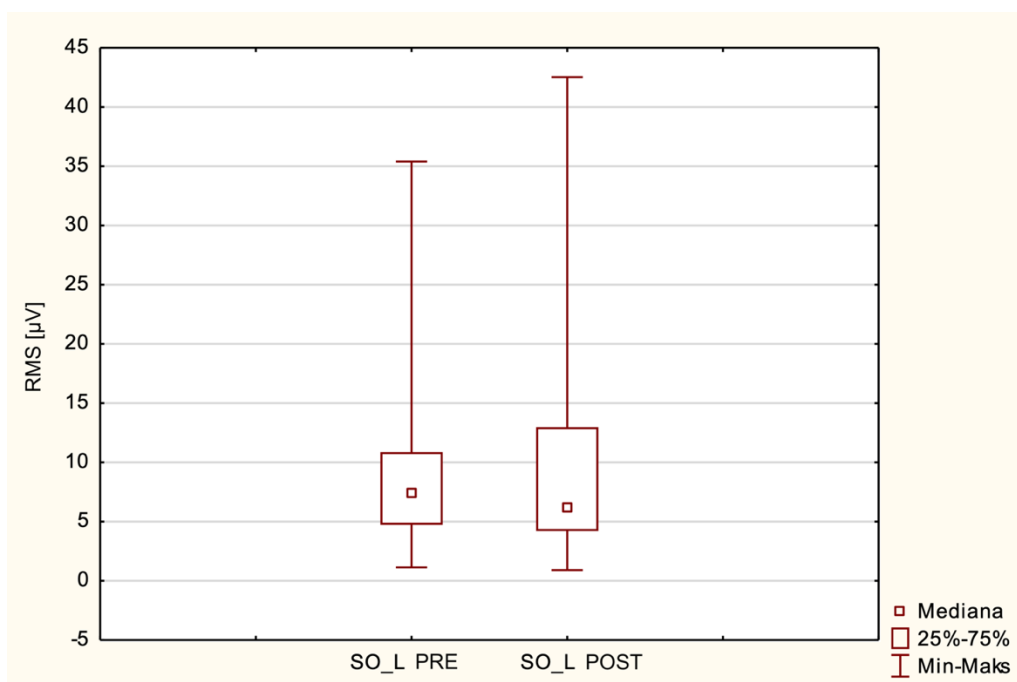
Zmienna	Test średnich względem stałej wartości odniesienia							
	\bar{X}	SD	N	Bł. std.	Odniesienie Stała	t	df	p
R-SO_L	1,36	5,74	30	0,94	0,00	1,443	29	0,1577
R-SO_P	0,79	3,01	30	0,49	0,00	1,601	29	0,1182
R-BF_L	0,67	4,46	30	0,73	0,00	0,918	29	0,3646
R-BF_P	-1,70	4,06	30	0,67	0,00	-2,556	29	0,0149**
R-TFL_L	-1,14	2,89	30	0,48	0,00	-2,394	29	0,0220*
R-TFL_P	-0,26	1,80	30	0,30	0,00	-0,873	29	0,3885
R-MUL_L	0,16	1,76	30	0,29	0,00	0,547	29	0,5879
R-MUL_P	-0,39	1,71	30	0,28	0,00	-1,379	29	0,1765

R = (POST–PRE) - różnice między wartością po manipulacji i wartością przed manipulacją badanych zmiennych; Zmienne - opisane w tekście na stronie 93; \bar{X} - średnia; SD - odchylenie standardowe; N - liczba obserwacji; Bł. std - błąd standardowy; t - wartość testu średnich względem stałej wartości odniesienia; df - stopnie swobody; p - prawdopodobieństwo statystyki testowej; * - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,05$; ** - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,01$,

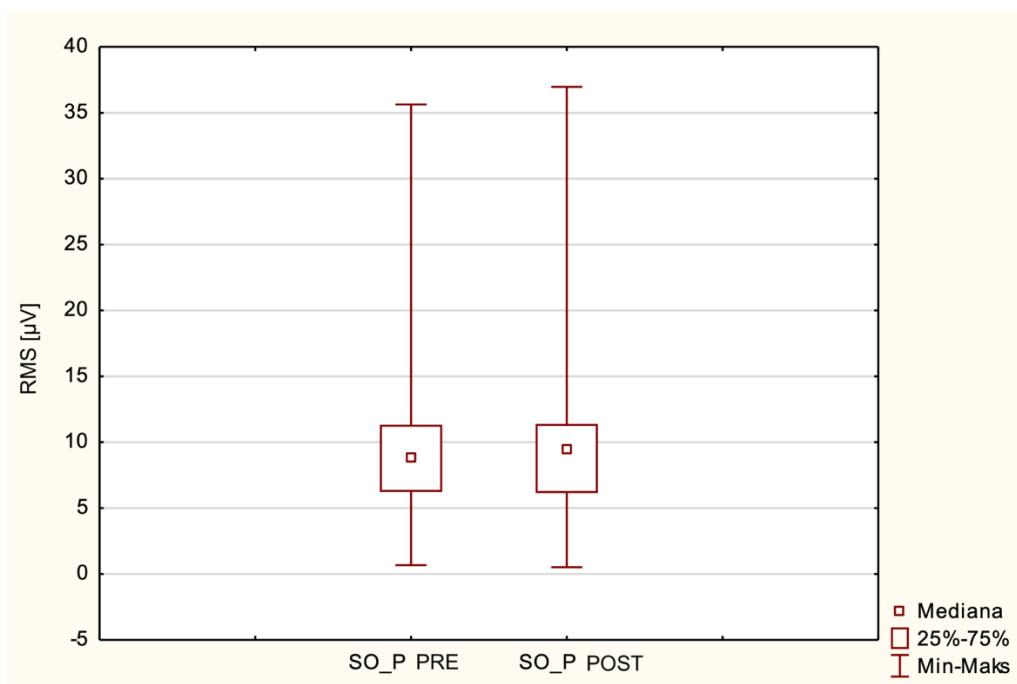
Tabela 33. Istotność różnic (POST–PRE) dla zmiennych elektromiograficznych, oddzielnie w grupie eksperymentalnej i w grupie kontrolnej - wyniki testu Wilcoxon dla par zależnych

Para zmiennych	Grupa eksperymentalna				Grupa kontrolna			
	N	T	Z	p	N	T	Z	p
SO_L PRE & SO_L POST	30	325,00	0,40	0,6893	29	184,00	0,72	0,4688
SO_P PRE & SO_P POST	29	281,00	0,82	0,4139	28	174,00	0,66	0,5090
BF_L PRE & BF_L POST	28	310,00	0,08	0,9347	29	152,00	1,42	0,1567
BF_P PRE & BF_P POST	28	147,50	2,74	0,0061**	26	165,00	0,27	0,7897
TFL_L PRE & TFL_L POST	30	184,50	2,52	0,0117**	26	135,50	1,02	0,3097
TFL_P PRE & TFL_P POST	30	324,00	0,41	0,6782	27	186,50	0,06	0,9521
MUL_L PRE & MUL_L POST	29	259,50	1,15	0,2482	29	176,00	0,90	0,3695
MUL_P PRE & MUL_P POST	30	223,00	1,94	0,0525*	27	169,00	0,48	0,6309

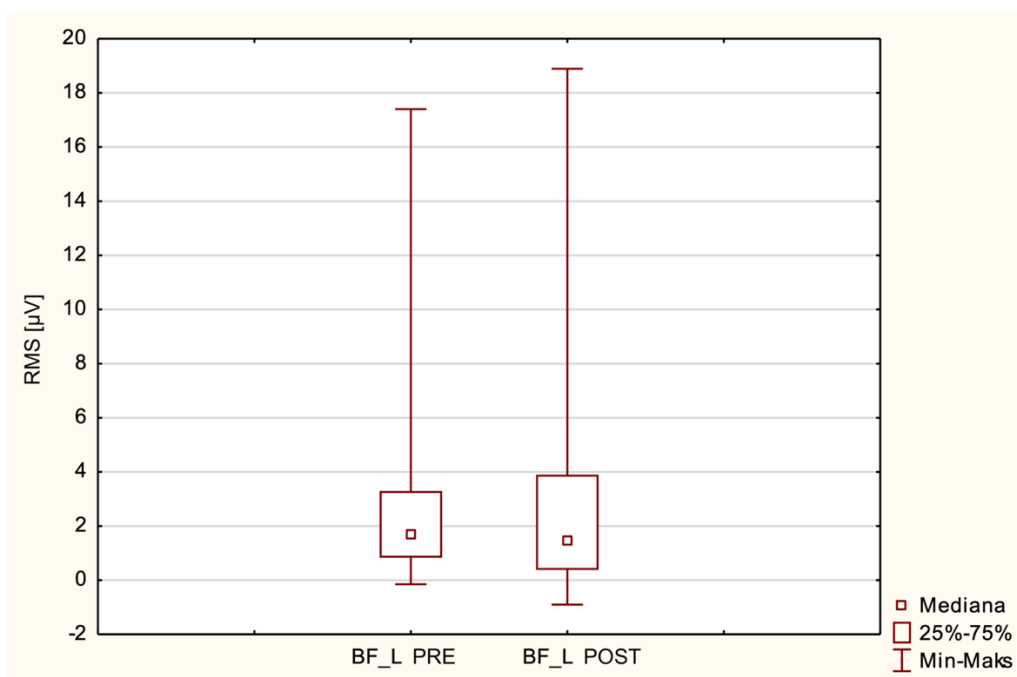
Zmienne - opisane w tekście na stronie 93; N - liczebność; T - statystyka T testu Wilcoxon; Z - statystyka Z testu Wilcoxon; p - prawdopodobieństwo testowe; ** - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,01$; * - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,05$



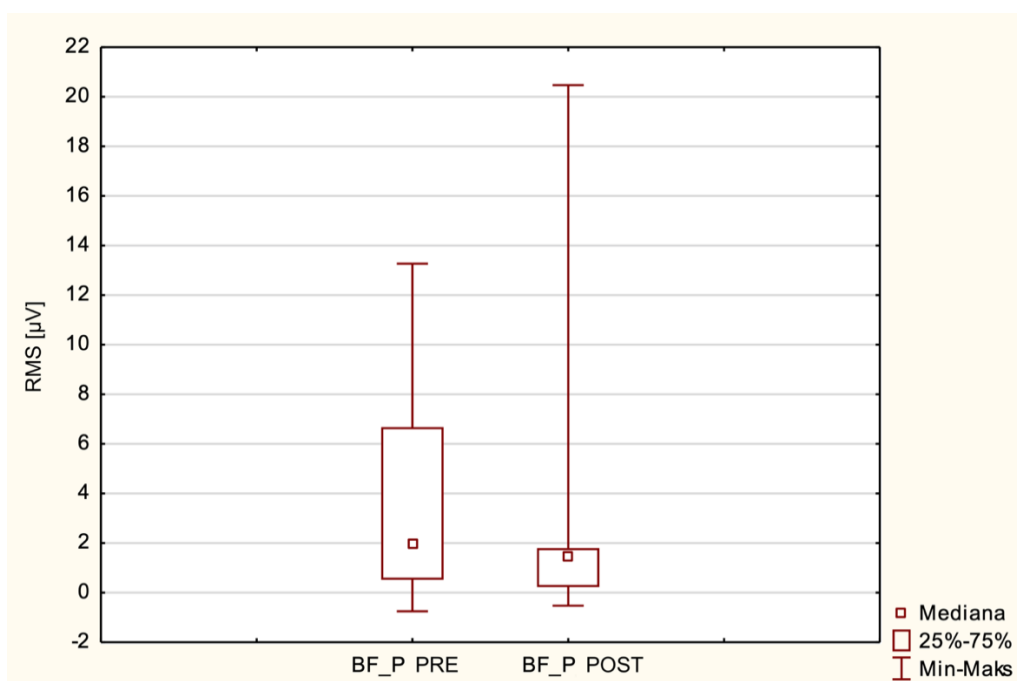
Rycina 134. Graficzne zestawienie mediany zmiennej: RMS lewego mięśnia płaszczkowatego przed (PRE) i po (POST) zabiegu manipulacji dla grupy eksperymentalnej



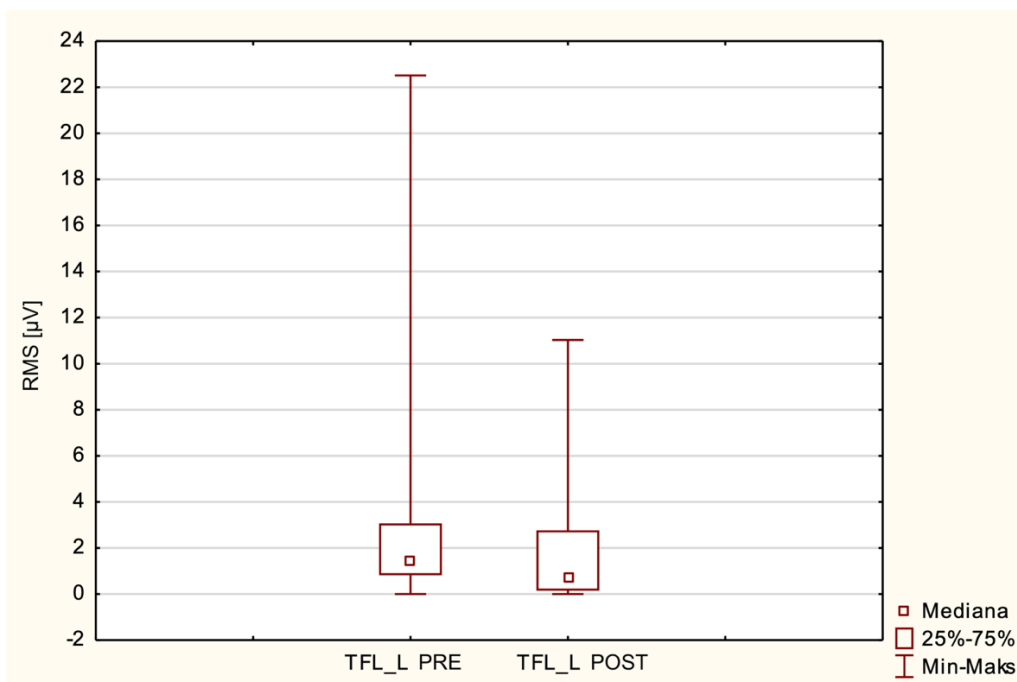
Rycina 135. Graficzne zestawienie mediany zmiennej: RMS prawego mięśnia płaszczkowatego przed (PRE) i po (POST) zabiegu manipulacji dla grupy eksperymentalnej



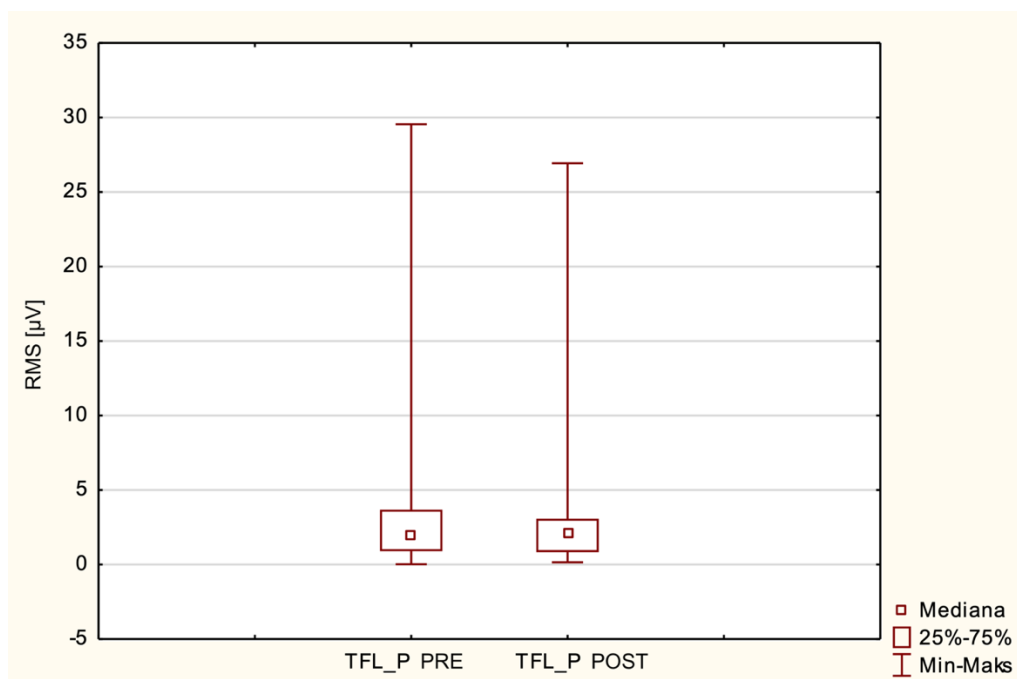
Rycina 136. Graficzne zestawienie mediany zmiennej: RMS lewego mięśnia dwugłowego uda przed (PRE) i po (POST) zabiegu manipulacji dla grupy eksperymentalnej



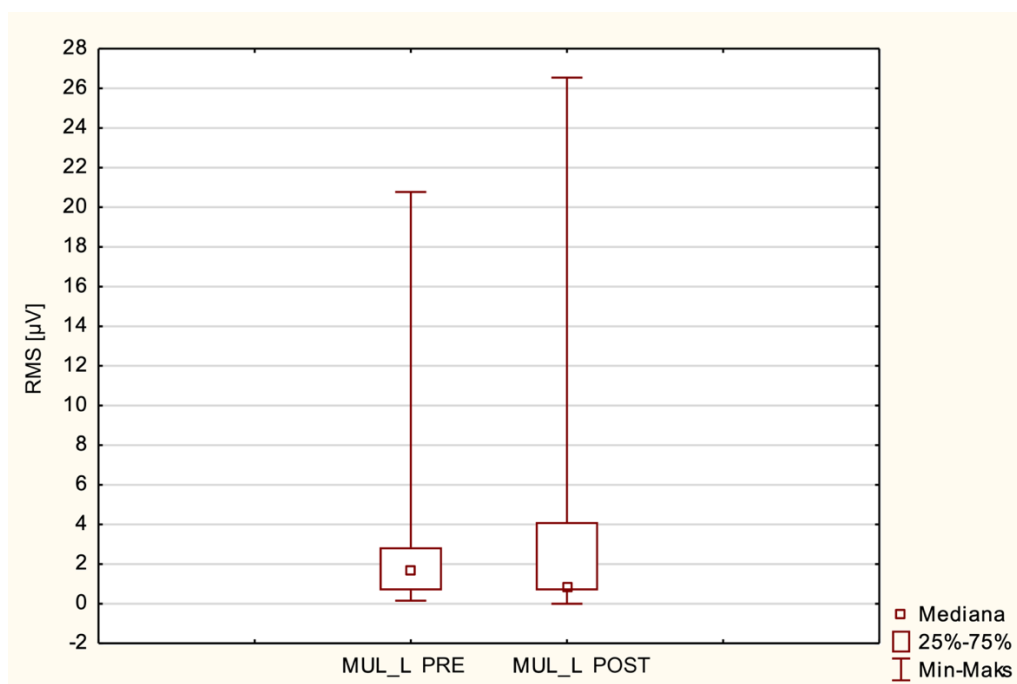
Rycina 137. Graficzne zestawienie mediany zmiennej: RMS prawego mięśnia dwugłowego uda przed (PRE) i po (POST) zabiegu manipulacji dla grupy eksperymentalnej



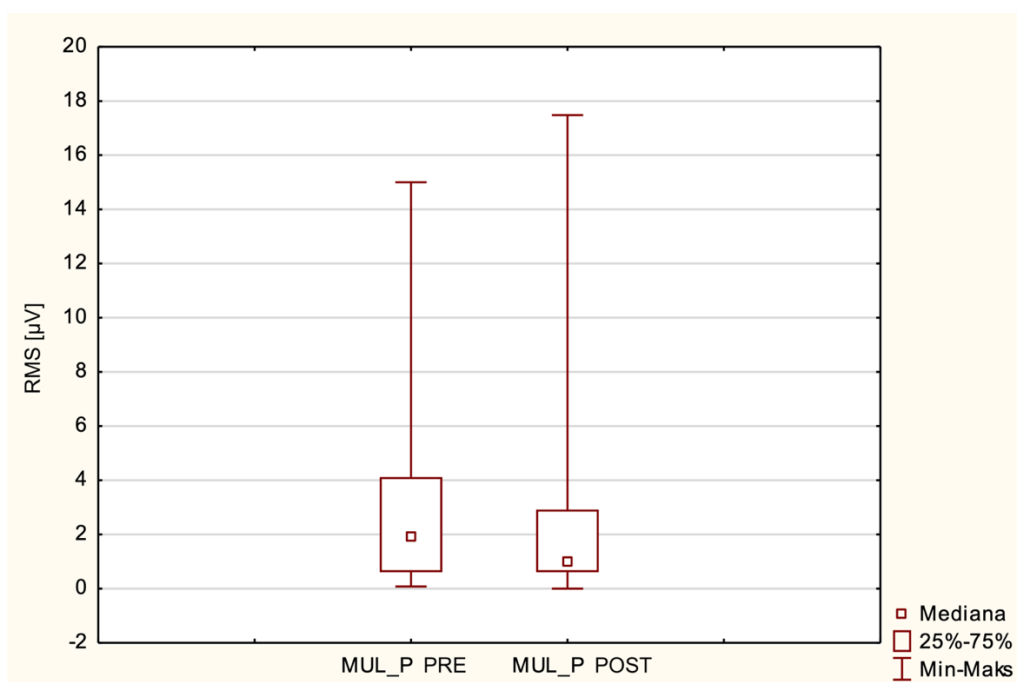
Rycina 138. Graficzne zestawienie mediany zmiennej: RMS lewego mięśnia naprężacza powięzi szerokiej przed (PRE) i po (POST) zabiegu manipulacji dla grupy eksperymentalnej



Rycina 139. Graficzne zestawienie mediany zmiennej: RMS prawego mięśnia naprężacza powięzi szerokiej przed (PRE) i po (POST) zabiegu manipulacji dla grupy eksperymentalnej



Rycina 140. Graficzne zestawienie mediany zmiennej: RMS lewego mięśnia wielodzielnego przed (PRE) i po (POST) zabiegu manipulacji dla grupy eksperymentalnej



Rycina 141. Graficzne zestawienie mediany zmiennej: RMS prawego mięśnia wielodzielnego przed (PRE) i po (POST) zabiegu manipulacji dla grupy eksperymentalnej

5.3.4. Analiza porównawcza aktywności bioelektrycznej badanych mięśni przed i po zabiegu manipulacji SIJ z uwzględnieniem stron zabiegu

Do grupy eksperymentalnej trafiły osoby z zablokowanym stawem krzyżowo-biodrowym prawym bądź lewym lub jednym i drugim. Z tego względu zabieg manipulacji był wykonywany odpowiednio po prawej stronie kręgosłupa, po lewej stronie kręgosłupa oraz obustronnie.

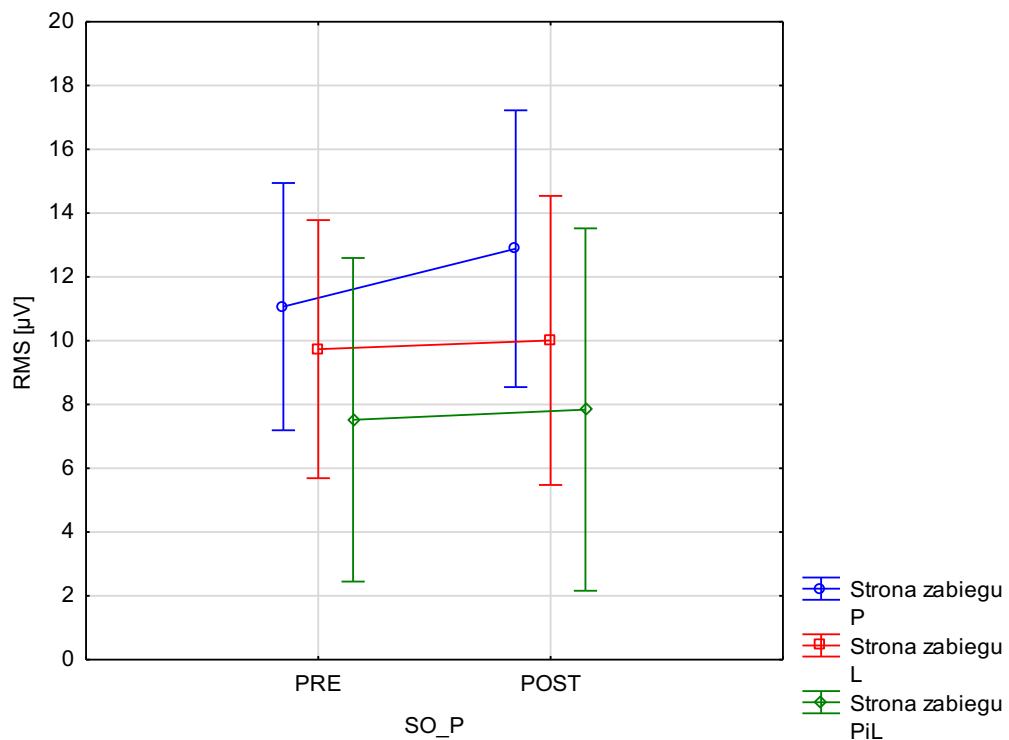
Celem zweryfikowania czy strona zabiegu manipulacji stawu krzyżowo-biodrowego ma wpływ na zmianę aktywności bioelektrycznej badanych mięśni, posłużono się analizą wariancji dla powtarzanych pomiarów, w której czynnikiem różnicującym była strona zabiegu manipulacji (P/L/PiL: P - prawostronny, L - zabieg lewostronny, PiL - obustronny). Odnotowano istotną statystycznie różnicę między pomiarami przed i po manipulacji PP (PRE, POST) tylko dla jednej zmiennej: RMS prawego mięśnia dwugłowego uda ($p=0,0399$) oraz istotny wpływ efektu interakcji pomiędzy stroną zabiegu a powtarzanymi pomiarami na tę zmienną ($p=0,0520$) (Tab. 34). Dla pozostałych badanych mięśni nie zarejestrowano istotnych różnic pomiędzy pomiarem PRE i POST oraz pomiędzy stroną zabiegu ani ich interakcją (Tab. 34). Otrzymane wartości eta-kwadrat cząstkowe wskazują, że czynnik: pomiar (PRE, POST) wyjaśnia 15% zmienności RMS prawego mięśnia dwugłowego uda, a interakcja pomiędzy stroną zabiegu a powtarzanymi pomiarami wyjaśnia 19% zmienności tej cechy (Tab. 34).

Tabela 34. Zestawienie wyników jednowymiarowej analizy wariancji ANOVA z powtarzanymi pomiarami dla pomiarów elektromiograficznych i czynnika: strona zabiegu (P/L/PiL)

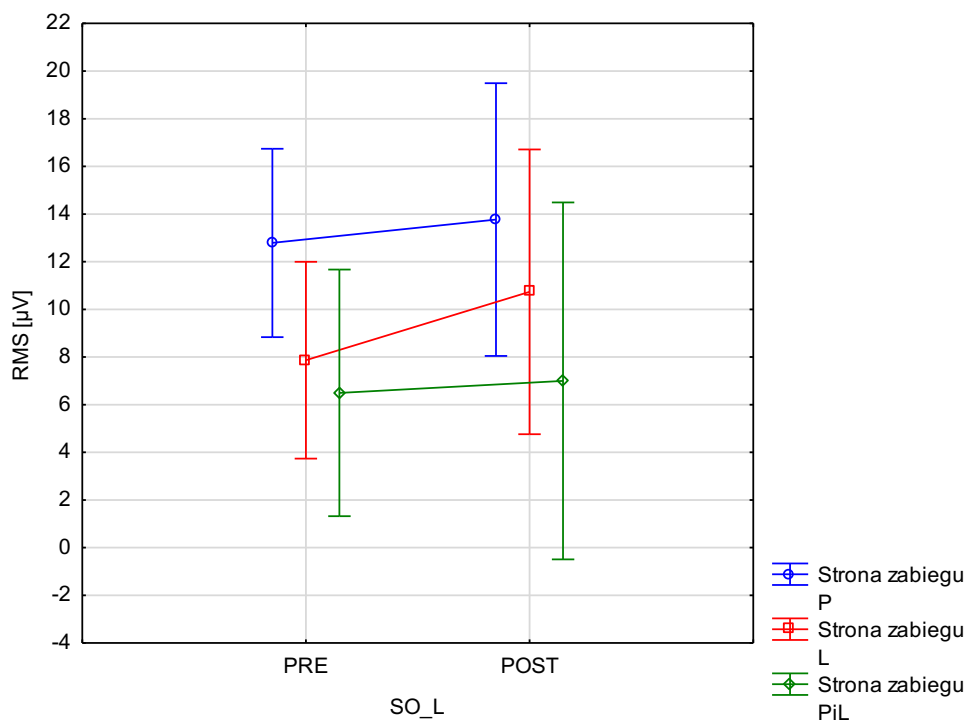
Zmienna	Strona zabiegu (P/L/PiL)		PP (PRE, POST)		PP*Strona zabiegu	
	p	η^2	p	η^2	p	η^2
SO_P	0,4151	0,0630	0,1705	0,0684	0,4168	0,0628
SO_L	0,1933	0,1146	0,2329	0,0523	0,6852	0,0276
BF_P	0,9127	0,0067	0,0399*	0,1472	0,0520*	0,1944
BF_L	0,2415	0,0999	0,4950	0,0174	0,8949	0,0082
TFL_P	0,4404	0,0589	0,4431	0,0219	0,6957	0,0265
TFL_L	0,7676	0,0194	0,0721	0,1149	0,9180	0,0063
MUL_P	0,2015	0,1119	0,3171	0,0371	0,2488	0,0979
MUL_L	0,1738	0,1216	0,6890	0,0060	0,7041	0,0257

Zmienne - opisane w tekście na stronie 93; Strona zabiegu (P/L/PiL): P - zabieg po stronie prawej kręgosłupa, L - po stronie lewej kręgosłupa, PiL - po obu stronach kręgosłupa; PP (PRE, POST) - pomiar przed i po zabiegu manipulacji; PP*Strona zabiegu (P/L/PiL) - interakcja pomiędzy pomiarami (PRE i POST) a czynnikiem: Strona zabiegu (P/L/PiL); η^2 - eta-kwadrat cząstkowe; p - prawdopodobieństwo testowe; * - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,05$

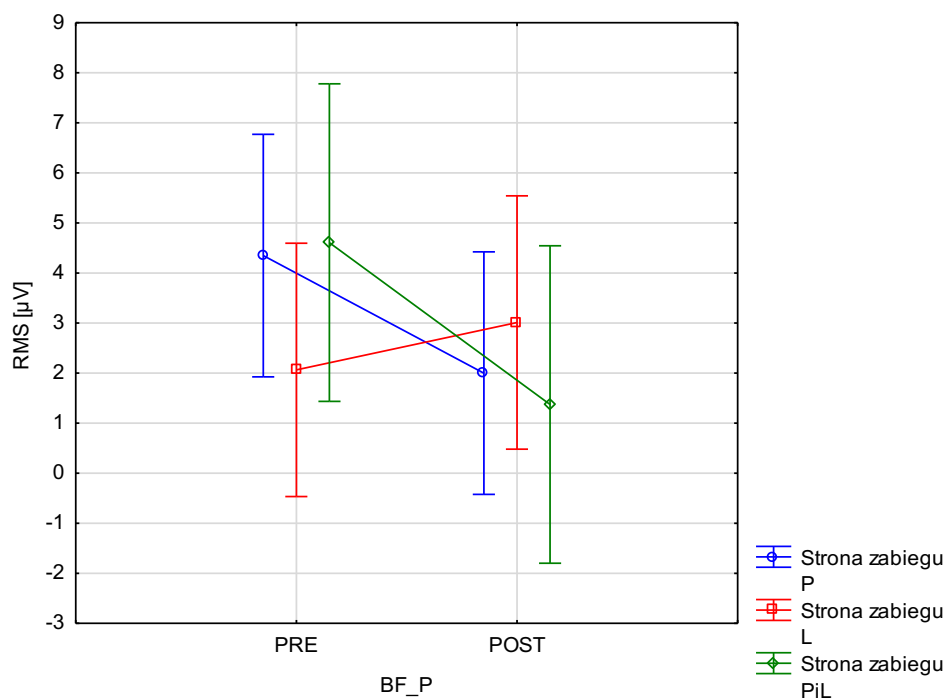
Ponadto przedstawiono wartość RMS badanych mięśni przed i po wykonanej manipulacji w zależności od strony zabiegu manipulacji (P/L/PiL) w postaci graficznej (Ryc. 142-149). Analiza przedstawionych obrazów graficznych wskazuje, że największe zmiany w wartościach aktywności bioelektrycznej większości badanych mięśni spowodowała obustronna manipulacja wykonana na prawym i lewym stawie krzyżowo-biodrowym. Jedynie dla mięśnia płaszczkowatego zaznacza się silniejszy wpływ manipulacji jednostronnej (dla SO_P - manipulacji prawostronnej, dla SO_L - manipulacji lewostronnej).



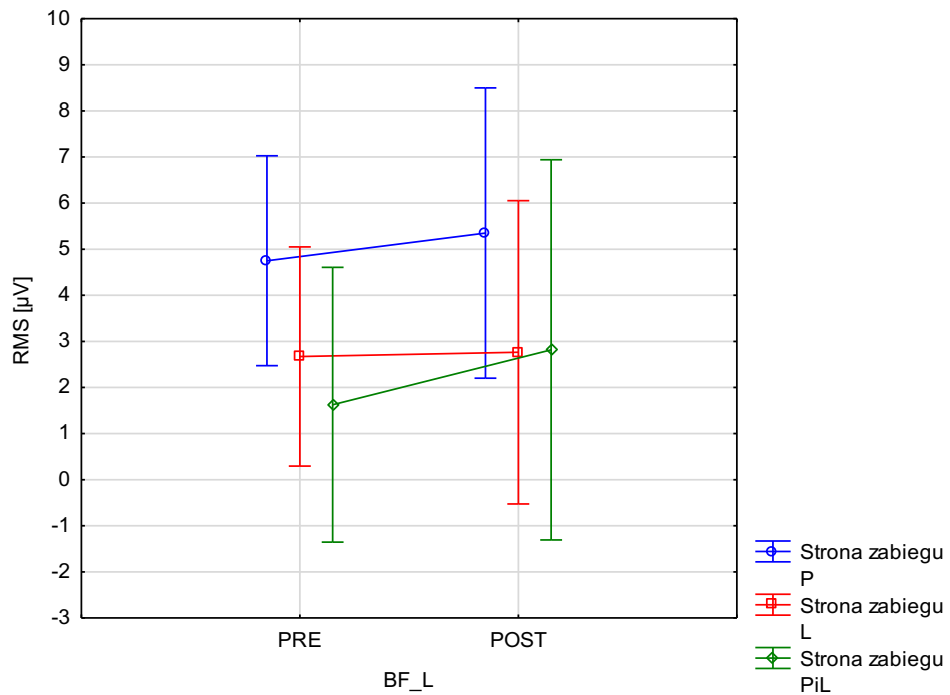
Rycina 142. Średnie wartości aktywności bioelektrycznej (RMS [μ V]) prawego mięśnia płaszczkowatego (SO_P) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na prawostronnie (P), lewostronnie (L) i obustronnie (PiL) zablokowanych SIJs



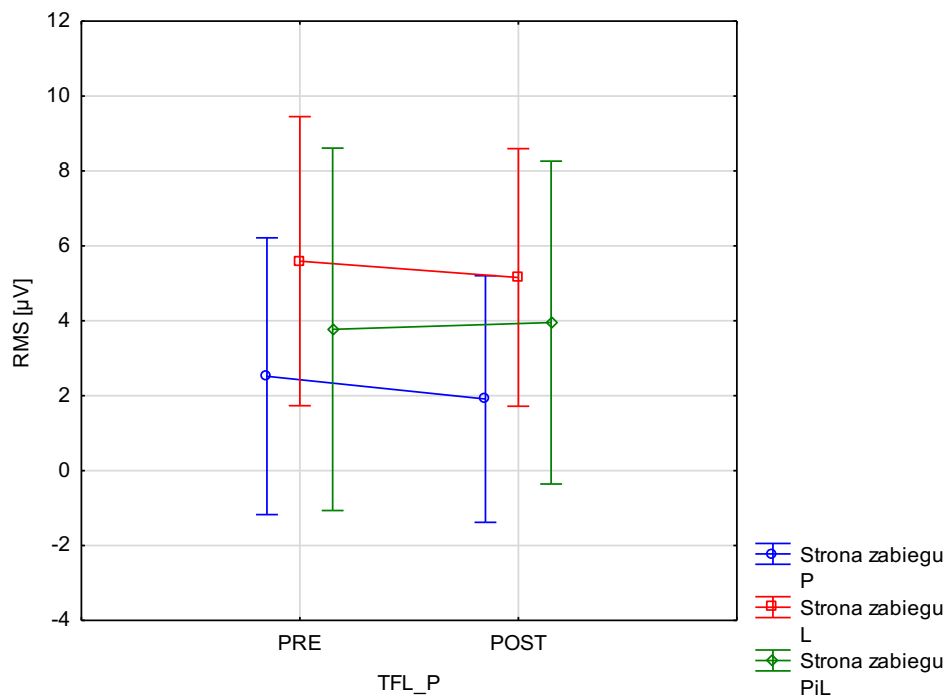
Rycina 143. Średnie wartości aktywności bioelektrycznej (RMS [μ V]) lewego mięśnia piersiowego (SO_L) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na prawostronnie (P), lewostronnie (L) i obustronnie (PiL) zablokowanych SIJs



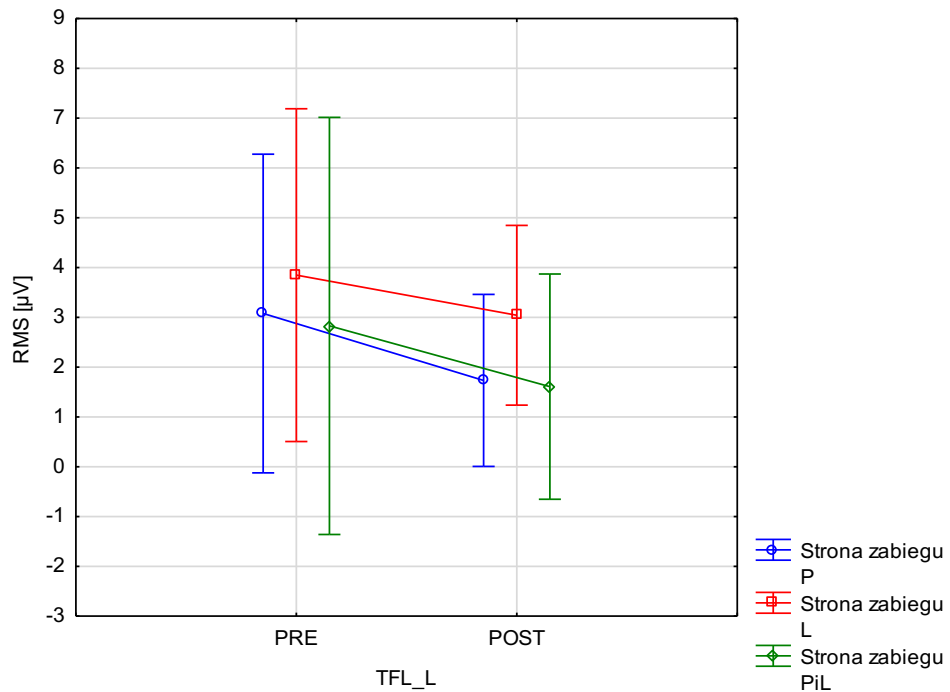
Rycina 144. Średnie wartości aktywności bioelektrycznej (RMS [μ V]) prawego mięśnia dwugłowego uda (BF_P) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na prawostronnie (P), lewostronnie (L) i obustronnie (PiL) zablokowanych SIJs



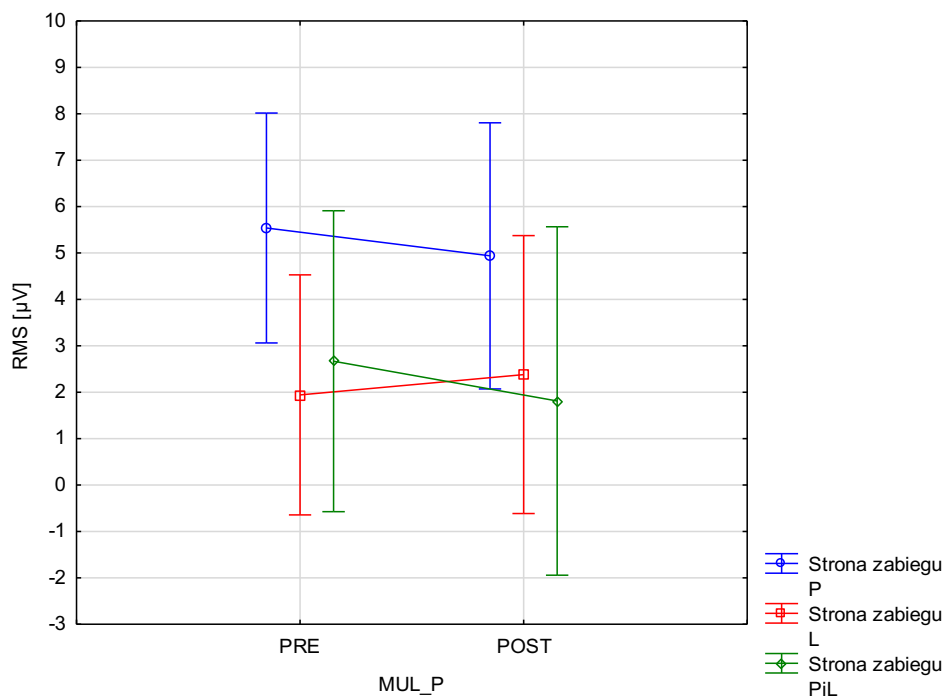
Rycina 145. Średnie wartości aktywności bioelektrycznej (RMS [μ V]) lewego mięśnia dwugłowego uda (BF_L) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na prawostronnie (P), lewostronnie (L) i obustronnie (PiL) zablokowanych SIJs



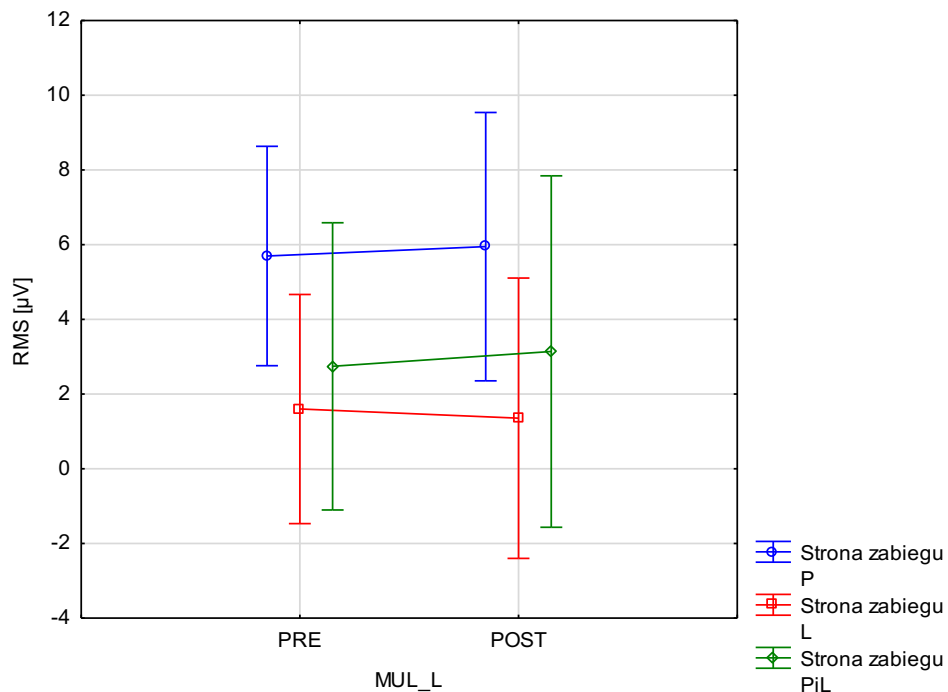
Rycina 146. Średnie wartości aktywności bioelektrycznej (RMS [μ V]) prawego mięśnia naprężacza powięzi szerokiej (TFL_P) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na prawostronnie (P), lewostronnie (L) i obustronnie (PiL) zablokowanych SIJs



Rycina 147. Średnie wartości aktywności bioelektrycznej (RMS [μ V]) lewego mięśnia naprężacza powięzi szerokiej (TFL_L) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na prawostronnie (P), lewostronnie (L) i obustronnie (PiL) zablokowanych SIJs



Rycina 148. Średnie wartości aktywności bioelektrycznej (RMS [μ V]) prawego mięśnia wielodzielnego (MUL_P) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na prawostronnie (P), lewostronnie (L) i obustronnie (PiL) zablokowanych SIJs



Rycina 149. Średnie wartości aktywności bioelektrycznej (RMS [μV]) lewego mięśnia wielodzielnego (MUL_L) przed zastosowaniem manipulacji (PRE) oraz po zastosowaniu manipulacji (POST) na prawostronnie (P), lewostronnie (L) i obustronnie (PiL) zablokowanych SIJs

W dalszej kolejności sprawdzono, czy w zależności od strony zabiegu różnice (między pomiarem PRE i POST) dla badanych zmiennych elektromiograficznych są istotnie różne od zera. W tym celu posłużono się testem średnich względem stałej wartości odniesienia. Obliczeń dokonano dla manipulacji prawostronnej, dla manipulacji lewostronnej, dla obustronnej manipulacji (Tab.35). Wyniki testu pokazały, że strona manipulacji nie różnicuje istotnie zmian aktywności bioelektrycznej badanych mięśni ($p > 0,05$), jedynie dla prawego mięśnia dwugłowego uda zaobserwowano zmiany na granicy istotności ($p = 0,0622$, $p = 0,0666$) w efekcie manipulacji obustronnej i prawostronnej oraz dla prawego mięśnia płaszczkowatego ($p = 0,0633$) w efekcie manipulacji prawostronnej (Tab. 35).

Tabela 35. Wyniki testu średnich względem stałej wartości odniesienia dla różnic (POST–PRE) aktywności bioelektrycznej badanych mięśni dla manipulacji prawostronnej, lewostronnej i obustronnej

Zmienna	Test średnich względem stałej wartości odniesienia							
	\bar{X}	SD	N	Bł. std.	Stała odniesienia	t	df	p
Manipulacja prawostronna								
R-SO_P	1,81	3,04	12	0,88	0,00	2,066	11	0,0633
R-SO_L	0,98	2,50	12	0,72	0,00	1,357	11	0,2019
R-BF_P	-2,34	3,99	12	1,15	0,00	-2,036	11	0,0666
R-BF_L	0,60	6,37	12	1,84	0,00	0,327	11	0,7501
R-TFL_P	-0,61	1,60	12	0,46	0,00	-1,317	11	0,2146
R-TFL_L	-1,34	3,02	12	0,87	0,00	-1,542	11	0,1512
R-MUL_P	-0,60	1,93	12	0,56	0,00	-1,076	11	0,3051
R-MUL_L	0,25	2,20	12	0,63	0,00	0,394	11	0,7009
Manipulacja lewostronna								
R-SO_P	0,27	2,99	11	0,90	0,00	0,304	10	0,7673
R-SO_L	2,87	9,74	11	2,94	0,00	0,977	10	0,3515
R-BF_P	0,95	3,65	11	1,10	0,00	0,860	10	0,4099
R-BF_L	0,09	3,29	11	0,99	0,00	0,092	10	0,9282
R-TFL_P	-0,44	2,63	11	0,79	0,00	-0,551	10	0,5934
R-TFL_L	-0,81	3,91	11	1,18	0,00	-0,684	10	0,5098
R-MUL_P	0,44	1,85	11	0,56	0,00	0,784	10	0,4511
R-MUL_L	-0,25	0,73	11	0,22	0,00	-1,116	10	0,2905
Manipulacja obustronna								
R-SO_P	0,32	3,10	7	1,17	0,00	0,273	6	0,7939
R-SO_L	0,50	3,30	7	1,25	0,00	0,402	6	0,7016
R-BF_P	-3,23	3,74	7	1,41	0,00	-2,287	6	0,0622
R-BF_L	1,19	3,56	7	1,35	0,00	0,884	6	0,4106
R-TFL_P	0,18	1,10	7	0,42	0,00	0,432	6	0,6805
R-TFL_L	-1,22	1,95	7	0,74	0,00	-1,659	6	0,1481
R-MUL_P	-0,86	1,27	7	0,48	0,00	-1,788	6	0,1240
R-MUL_L	0,40	2,04	7	0,77	0,00	0,513	6	0,6260

R = (POST–PRE) - różnice między wartością po manipulacji i wartością przed manipulacją badanych zmiennych; Zmienne - opisane w tekście na stronie 93; \bar{X} - średnia; SD - odchylenie standardowe; N - liczba obserwacji; Bł. std. - błąd standardowy; t - wartość testu średnich względem stałej wartości odniesienia; df - stopnie swobody; p - prawdopodobieństwo statystyki testowej

W związku z odchyleniami od rozkładu normalnego części badanych cech elektromiograficznych dodatkowo zastosowano nieparametryczny test Wilcozona będący alternatywą dla testu średnich względem stałej wartości odniesienia. Uzyskano istotne zmiany aktywności bioelektrycznej dla tych mięśni, dla których zmiany liczone testem średnich

względem stałej wartości odniesienia były na granicy istotności statystycznej, czyli dla BF_P po manipulacji prawostronnej i obustronnej oraz SO_P po manipulacji prawostronnej (Tab. 36). Dla cech, dla których założenie normalności nie było spełnione, odpowiedniejszy okazał się test Wilcoxon'a uwzględniający odchylenia cech od krzywej Gaussa.

Tabela 36. Istotność różnic (POST–PRE) aktywności bioelektrycznej badanych mięśni dla manipulacji prawostronnej, lewostronnej i obustronnej - wyniki testu Wilcoxon'a dla par zależnych

Para zmiennych	Test kolejności par Wilcoxon'a Zaznaczone wyniki są istotne z $p < 0,0500$			
	N	T	Z	p
Manipulacja prawostronna				
SO_P PRE & SO_P POST	12	14,000	1,96	0,0499*
SO_L PRE & SO_L POST	12	29,000	0,78	0,4328
BF_P PRE & BF_P POST	11	8,000	2,22	0,0262*
BF_L PRE & BF_L POST	12	38,000	0,08	0,9375
TFL_P PRE & TFL_P POST	12	26,500	0,98	0,3268
TFL_L PRE & TFL_L POST	12	21,500	1,37	0,1698
MUL_P PRE & MUL_P POST	12	26,000	1,02	0,3078
MUL_L PRE & MUL_L POST	12	31,500	0,59	0,5563
Manipulacja lewostronna				
SO_P PRE & SO_P POST	10	23,000	0,46	0,6465
SO_L PRE & SO_L POST	11	26,000	0,62	0,5337
BF_P PRE & BF_P POST	10	21,000	0,66	0,5076
BF_L PRE & BF_L POST	11	31,000	0,18	0,8589
TFL_P PRE & TFL_P POST	11	31,000	0,18	0,8589
TFL_L PRE & TFL_L POST	11	29,000	0,36	0,7221
MUL_P PRE & MUL_P POST	11	29,500	0,31	0,7557
MUL_L PRE & MUL_L POST	10	13,000	1,48	0,1394
Manipulacja obustronna				
SO_P PRE & SO_P POST	7	13,000	0,17	0,8658
SO_L PRE & SO_L POST	7	10,500	0,59	0,5541
BF_P PRE & BF_P POST	7	2,000	2,03	0,0425*
BF_L PRE & BF_L POST	6	10,500	0,00	1,0000
TFL_P PRE & TFL_P POST	7	13,000	0,17	0,8658
TFL_L PRE & TFL_L POST	7	5,000	1,52	0,1282
MUL_P PRE & MUL_P POST	7	5,000	1,52	0,1282
MUL_L PRE & MUL_L POST	7	13,000	0,17	0,8658

Zmienne - opisane w tekście na stronie 93; N - liczebność; T - statystyka T testu Wilcoxon'a; Z - statystyka Z testu Wilcoxon'a; p - prawdopodobieństwo testowe; * - różnice istotne na poziomie $\alpha \leq 0,05$

6. DYSKUSJA WYNIKÓW

6.1. Wpływ manipulacji stawu krzyżowo-biodrowego na zmiany środka nacisku stóp w procesie utrzymania równowagi statycznej ciała

Jedną z trzech hipotez niniejszej rozprawy zakładała skuteczność metody manipulacyjnego leczenia hipomobilności stawu krzyżowo-biodrowego (SIJ) metodą HVLA w normalizacji statyki ciała u osób z tą dysfunkcją. Wyniki badań przeprowadzonych przez autora tej pracy uwidaczniają pozytywny wpływ zabiegu manipulacji SIJ na stabilność posturalną. Badane parametry u osób wykazujących hipomobilność, SIJ po zabiegu HVLA uległy normalizacji, uzyskując poziom prezentowany przez grupę kontrolną.

Przed wykonaniem zabiegu manipulacji badanie podometryczne wykazało zróżnicowanie grupy eksperymentalnej i kontrolnej. Osoby z grupy eksperymentalnej uzyskały istotnie większe wartości niż osoby z grupy kontrolnej dla następujących parametrów: droga przebycia COP ($p=0,010$), pole drogi przebycia COP ($p=0,047$) i średnia prędkość COP ($p=0,013$). Wyniki te świadczą o deficycie kontroli równowagi u osób z dysfunkcją SIJ w porównaniu do grupy kontrolnej. To zróżnicowanie porównywanych grup koresponduje z doniesieniami Baruah i współautorów (Baruah, Eapen i Kamath, 2013), którzy wykazali gorszą stabilność posturalną w teście stania jednoonóż z zamkniętymi oczami u osób z bólem SIJ w porównaniu do grupy kontrolnej. Sugerują oni, że pacjenci z tym schorzeniem posiadają deficyt proprioceptywny. Z niniejszych rozważań wynika, że ten deficyt może pojawić się przed wystąpieniem objawów bólowych, tak jak miało to miejsce u pacjentów przebadanych przez autora niniejszej pracy. Deficyt zauważony został już na poziomie pierwszej, jeszcze bezbólowej dysfunkcji stawu, podczas testu z otwartymi oczami. Spostrzeżenie to stanowi jednocześnie odpowiedź na wątpliwości Baruah i współautorów (Baruah, Eapen i Kamath, 2013) odnośnie pochodzenia tego deficytu.

W tymże eksperymencie porównanie między osobami z grupy eksperymentalnej i kontrolnej po wykonaniu zabiegu wykazało, że pierwotne różnice w zakresie pola, drogi i średniej prędkości COP uległy normalizacji i nie były już istotne statystycznie. Zmiana ta świadczy o skuteczności zabiegu manipulacji SIJ w unormowaniu tych parametrów. Eksperyment wpłynął także na przesunięcie COP w osi Y, ale na poziomie tendencji statystycznej ($p=0,058$), co sugeruje większe wykorzystanie strzałkowej strategii kontroli posturalnej (wyniki te są powiązane ze zmianami aktywności bioelektrycznej mięśni, które zostały opisane w dalszej części pracy). Analiza porównawcza parametrów podometrycznych, która została przeprowadzona przez autora pracy przed i po eksperymencie, wskazuje na

wybiórcze działanie zabiegu manipulacji na poszczególne parametry kontroli posturalnej, ponieważ istotnej zmianie uległy jedynie te parametry, których wartości przed zabiegiem w znamienym stopniu różniły się od grupy kontrolnej. Zastosowany zabieg unormował zakłócone parametry, nie zaburzając pozostałych wskaźników.

Czas utrzymania się zmian, które zachodzą wskutek przeprowadzonej terapii, czyli trwałość zabiegu, jest jednak ważną informacją. Wyniki niniejszych badań pomimo braku pomiarów follow-up można porównać z podobnymi badaniami, dostarczonymi przez Grassi i współautorów (2011). Zaobserwowali oni zmiany wartości baropodometrycznych, dotyczących maksymalnego nacisku stóp na podłoże i różnice w rozkładzie tych nacisków pomiędzy stopą prawą i lewą. Różnice występujące pomiędzy stopami przed zabiegiem manipulacji uległy istotnej normalizacji w porównaniu do wartości zaraz po zabiegu i utrzymały się na tym poziomie przez 7 dni od przeprowadzonego leczenia. W niniejszym eksperymencie efekt manipulacji został zmierzony zaraz po interwencji (ok. 2 min), podobnie jak w badaniach prowadzonych przez Méndez-Sánchez i współautorów (Méndez-Sánchez *i in.*, 2014) oraz przez Farazdaghi i współautorów (Farazdaghi *i in.*, 2018). W obu przypadkach zachowano jednak przynajmniej 20-sekundowy odstęp czasowy pomiędzy manipulacją a ponownym pomiarem w celu eliminacji zaburzeń mierzonych wartości, które mogą być spowodowane zahamowaną aktywnością motoneuronu alfa w odruchu Hoffmana (Lord, Clark i Webster, 1991).

Wyniki badań z grupą kontrolną i eksperymentalną prowadzonych przez Farazdaghi i współautorów (Farazdaghi *i in.*, 2018) odbiegają jednak od wyników uzyskanych przez autora tej pracy. Wspomniani autorzy stwierdzili, że leczenie manipulacyjne nie wykazuje wyższości nad efektem leczenia placebo w odniesieniu do mierzonych wartości kontroli posturalnej i COP. Różnice między efektami porównywanych badań mogą wynikać z niejednorodnych grup badawczych oraz ze sposobu wykonania zabiegu. Farazdaghi i współautorzy (Farazdaghi *i in.*, 2018) zakwalifikowali do badania osoby z bólem trwającym minimum 3 miesiące, w wieku 20-50 lat oraz powtarzali manipulację 3-krotnie w przypadku braku dźwięku kawitacji (dekoaptacji). W niniejszym badaniu przedział wiekowy był mniejszy (grupy w wieku 19-24 lata), a uczestnicy byli asymptotyczni bólowo i nie leczyli się wcześniej z powodu LBP lub SIJ. Ponadto nie powtarzano wielokrotnie zabiegu manipulacji, ponieważ przy prawie każdej manipulacji słyszalna była dekoaptacja już po pierwszym impulsie leczniczym. Mniejsza rozpiętość wiekowa badanej grupy i brak objawów bólowych zmniejsza możliwość występowania patologii ograniczających poprawną funkcję stawu. Jak podaje Vleeming i in. (2012), z wiekiem stawu SIJ mogą ulegać kostnieniu jak i innego rodzaju zmianom

patologicznym, uniemożliwiającym przywrócenie poprawnej funkcji SIJ, pomimo podjęcia leczenia manipulacyjnego. Im starsza grupa uczestników tym większe prawdopodobieństwo chorób stawów i patologii ruchu, co może wpływać na wyniki tego typu badań.

Mając na uwadze możliwość występowania zmian funkcjonalnych i strukturalnych mogących wpłynąć na wynik eksperymentu, autor niniejszej pracy wykorzystał grupę studentów Akademii Wychowania Fizycznego w Poznaniu, którzy nie wykazywali objawów bólowych i neurologicznych. Badane grupy były możliwie jednorodne, różniły się tylko pod względem ruchomości SIJs określonej testami funkcjonalnymi i dodatkowymi pomiarami kontrolnymi (obustronnie zmierzono poziomy PSIS, ASIS oraz grzebieni biodrowych w celu dodatkowego potwierdzenia asymetrii w ustawieniu talerzy biodrowych). Należy zwrócić uwagę, że pracowano jedynie z zablokowanymi SIJs, niezależnie od strony ciała czy bilateralności występowania dysfunkcji. Zatem w grupie eksperymentalnej znalazły się osoby zarówno z blokadą po lewej, prawej lub po obu stronach ciała. Mendez-Sanchez i współautorzy (Méndez-Sánchez *i in.*, 2014) w przeciwieństwie do niniejszych badań wykonywali manipulację zawsze obustronnie, nawet w przypadku zablokowania po jednej stronie. Być może poprzez pracę na zdrowej stronie zmniejszono normalizacyjny efekt manipulacji, co nie pozwoliło na otrzymanie wyników podobnych do wyników uzyskanych przez autora tej pracy, a badacze wykazali jedynie efektywność na poziomie placebo.

Niniejsze badania rozwijają wiedzę na temat mechanizmu utrzymywania i odzyskiwania równowagi ciała oraz jej ewentualnej poprawy dzięki leczeniu manipulacyjnemu. LBP jest powszechnym problemem przynoszącym ogromne straty finansowe poprzez nieobecność siły roboczej na stanowiskach pracy (Maher, Underwood i Buchbinder, 2017; Foster *i in.*, 2018), a nieefektywność profilaktyki i terapii tych osób wymaga nakładów finansowych i wydłuża kolejki pacjentów oczekujących na leczenie (Evans *i in.*, 2005). Nie bez znaczenia pozostaje kwestia prewencji upadków u osób starszych. Wyniki tego eksperymentu mogą mieć zastosowanie nie tylko w podniesieniu efektywności profilaktyki i leczenia LBP, ale także leczenia niebezpiecznych i kosztownych urazów powstałych w wyniku upadków osób starszych na skutek zaburzeń somatosensorycznych (Stemplewski, Salamon i Maciaszek, 2006).

6.2. Wpływ manipulacji stawu krzyżowo-biodrowego na wartości parametrów goniometrycznych

W niniejszych badaniach zaobserwowano wybiórczy wpływ manipulacji SIJ na wartości kątowe zakresów ruchów lędźwiowego odcinka kręgosłupa. Spośród siedmiu badanych cech goniometrycznych dla trzech odnotowano zmiany ich wartości i to bezpośrednio po wykonanym zabiegu. Wartości kątowe zgięcia do tyłu oraz lordozy lędźwiowej były przed wykonaniem zabiegu manipulacji większe w grupie eksperymentalnej niż w grupie kontrolnej, a po wykonanej manipulacji uległy zmniejszeniu i zbliżyły się do wartości prezentowanych przez grupę kontrolną, szczególnie w zakresie zginania do tyłu. Natomiast wartości kątowe rotacji w lewo po manipulacji w grupie eksperymentalnej uległy zwiększeniu, co w efekcie również zmniejszyło różnicę w stosunku do grupy kontrolnej. Zatem wpływ zabiegu HVLA można by uznać za pozytywny, ponieważ normalizuje zakresy ruchów w lędźwiowym odcinku kręgosłupa. Dzięki manipulacji nastąpiło wyrównanie parametrów ROM u osób z zablokowanymi stawami krzyżowo-biodrowymi do poziomu zbliżonego do prezentowanego przez osoby z grupy kontrolnej. Gilliss i współautorzy (2010) zbadali wpływ leczenia SIJ osteopatycznymi technikami MET na skompensowany chód Trendelenburga (znany również jako skompensowany objaw mięśnia pośladkowego średniego). Autorzy wykazali, że pod wpływem leczenia SIJ zwiększeniu ulega długość kroku i kadencja (liczba kroków na minutę), dzięki czemu chód staje się szybszy, bardziej ekonomiczny i efektywny. Poprawie ulega również ruchomość w odcinku lędźwiowym kręgosłupa. Jak twierdzą autorzy, zmiany te są spowodowane przeniesieniem obciążenia z mięśnia pośladkowego średniego na efektywniej pracujący SIJ, co w konsekwencji zmniejsza boczne wychylenia tułowia i skutkuje lepszym schematem pracy biodra.

Jednak nie wszyscy badacze zaobserwowali wpływ metody manipulacji na ROM. Brak zmian ruchomości w odcinku lędźwiowym odnotowali Goodsell, Lee i Latimer (2000), Konstantinou i współautorzy (2007) oraz Stamos-Papastamos, Petty i Williams (2011), natomiast brak zmian w ROM stawu biodrowego po manipulacji SIJ zauważyli Pollard i Ward (1998). Efekty manipulacji na ROM są dobrze widoczne w odcinku szyjnym kręgosłupa (Millan *i in.*, 2012). Pod wpływem leczenia tej części kręgosłupa poprawie ulega ruchomość stawu żuchwowo-skroniowego i zakres rotacji odcinka szyjnego (Whittingham i Nilsson, 2001; Martínez-Segura *i in.*, 2006; Krauss *i in.*, 2008; Kanlayanaphotporn, Chiradejnant i Vachalathiti, 2009; Mansilla-Ferragut *i in.*, 2009; Oliveira-Campelo *i in.*, 2010; Passmore *i in.*, 2010). Zmiana ROM po manipulacji odcinka szyjnego nie jest jednak normą, ponieważ

inni autorzy (Tuttle, Barrett i Laakso, 2008; McClatchie *i in.*, 2009; Kanlayanaphotporn, Chiradejnant i Vachalathiti, 2010), nie wykazują podobnych rezultatów po zastosowaniu manipulacji w tej części kręgosłupa.

W części lędźwiowej i piersiowej efekty manipulacji są mniej zauważalne. Przyczyną tego może być różnica w budowie anatomicznej odcinka szyjnego w stosunku do reszty kręgosłupa (Millan *i in.*, 2012). Wszystkie stawy międzykręgowe rozkładają zakres ruchu pomiędzy siebie stosunkowo równomiernie, z wyjątkiem kompleksu szczytowo-obrotowego, w którym zachodzi ponad 50% rotacji odcinka szyjnego (Bogduk i Mercer, 2000). Dysfunkcje w tej okolicy mogą ponadto prowadzić do zmian w organizacji sensomotorycznej, pogarszając kontrolę motoryczną i wywołując specyficzne reakcje mięśniowe, dodatkowo zaburzające ROM. Prawidłowe leczenie manipulacyjne ma na celu odwrócenie tych patologicznych procesów adaptacyjnych (Taylor i Murphy, 2008) i przywrócenie naturalnego ROM. Wyniki podobnych badań, dostarczonych przez Flynn i współautorów (2003), pozwalają wnioskować o trwałości wpływu manipulacji SIJ na ROM. Badacze uzyskali u pacjentów z bólem odcinka lędźwiowego znaczącą klinicznie poprawę, która trwała przez co najmniej dwa dni po zabiegu. Zmianie na lepsze uległy wyniki zmodyfikowanego kwestionariusza Oswestry, jak również zwiększył się zakres ruchu zgięcia do przodu odcinka lędźwiowo-krzyżowego i zmniejszył się poziom odczuwanego bólu.

W dokumentowaniu wpływu leczenia manipulacyjnego na ROM występują ponadto trudności techniczne związane z oceną pozycji początkowej i końcowej lub wyznaczeniem osi stawu (Millan *i in.*, 2012). Rozbieżności wśród badaczy można też tłumaczyć faktem, iż SIJ może ulegać hipomobilności wtórnie w wyniku napięcia mięśni i okolicznych tkanek kompresujących staw pośrednio i zmniejszających jego ROM (Cichosz *i in.*, 2017). W takich przypadkach praca na samym stawie może nie przynieść spodziewanych rezultatów, ponieważ dysfunkcja ma charakter wtórny i manipulacja SIJ nie wpłynie znacząco na przyczynę problemu. Alternatywą w tym wypadku może być praca z tkanką miękką i ćwiczenia proprioceptywne (Petroustos, 2012) lub techniki MET (Gilliss *i in.*, 2010), stawiające na stopniowy wzrost ROM w czasie postępowania leczenia. Richardson i współautorzy (2002), zaobserwowali także przypadki wiotkości SIJs u osób asymptomatycznych. Badacze stwierdzili, iż wiotkość w tych przypadkach jest często powiązana z opóźnioną kontrolą i napięciem mięśnia poprzecznego brzucha, którego aktywacja zapewnia intensywną stabilizację SIJs i jest zdecydowanie większa niż w przypadku innych mięśni brzucha. Z tego powodu Richardson i współautorzy (2002) zasugerowali kontrolowane ćwiczenia mięśnia

poprzedniego brzucha w przypadku bólu dolnej części pleców jeszcze przed stosowaniem innych terapii, treningu czy zadań ruchowych.

W literaturze ewidentnie brakuje wyników badań porównujących efekt wpływu manipulacji SIJ po prawej i lewej stronie ciała. Odnaleziono jedynie badania opisujące efekty manipulacji jednostronnych i obustronnych (Méndez-Sánchez *i in.*, 2014). Interesujące wydawałyby się obserwacje efektów manipulacji wykonywanych oddzielnie na prawym oraz lewym SIJ ze względu na możliwość wystąpienia i uchwycenia różnic wynikających z zablokowania po każdej ze stron. Odruchy sensomotoryczne (Riemann i Lephart, 2002) i topograficzny związek SIJ oraz powięzi mięśnia biodrowego i ich połączenia z narządami zewnątrz i wewnątrztrzewnowymi mogą powodować przenoszenie dysfunkcji SIJ na dalej położone elementy anatomiczne (Stecco *i in.*, 2017). Rozróżnienie strony manipulowanej mogłoby ujawnić różny skutek zabiegu ze względu na asymetryczny układ narządów wewnętrznych i różny sposób ich umocowania do tylnej ściany brzucha poprzez krezki i powięź mocującą (ang. *insertional fascia*) (Stecco *i in.*, 2017).

W niniejszych badaniach podzielono efekty manipulacji SIJ na prawą, lewą i obie strony ciała, co umożliwiło porównanie efektów manipulacji pomiędzy tymi stronami. Uzyskane wyniki mogą sugerować większą skuteczność zabiegu HVLA, gdy jest on wykonany na obu stawach krzyżowo-biodrowych. Mimo małej liczby obserwacji (tylko 7 osób posiadało obustronnie zablokowany staw krzyżowo-biodrowy) zastosowane analizy statystyczne wykazały istotne zwiększenie zakresu rotacji w lewo po wykonaniu obustronnego zabiegu HVLA. Efekt ten można tłumaczyć zmniejszeniem napięć kompensacyjnych i zwiększeniem zakresu ruchu w okolicy stawów miednicy w wyniku przeprowadzonej manipulacji. Określony przez J. Gordona Zinka „wzorec powięziowy” określa kierunek ruchu, w jakim dana okolica ciała umożliwia swobodne wykonanie rotacji w płaszczyźnie poprzecznej (Pope, 2003). Zink w trakcie badań na osobach bez objawów bólowych i z dolegliwościami stwierdził istnienie „powszechnego” oraz „rzadkiego wzorca kompensacyjnego”. Wykazał, że 80% populacji bez dolegliwości bólowych prezentuje powszechny wzorec kompensacyjny, polegający m.in. na skróceniu miednicy w prawo w płaszczyźnie poprzecznej. Przeprowadzenie manipulacji SIJs mogło chwilowo zmniejszyć aktywność tego wzorca dzięki zmianie aferencji (Herzog, 2010), co umożliwiło zmniejszenie odruchowego napięcia mięśni i zwiększenie zakresu ruchu w lewo po manipulacji u osób z grupy eksperymentalnej.

Saulicz (Saulicz *i in.*, 2001) proponuje podobną teorię, która przeciwstawia się dobrze udokumentowanej opinii o związku występowania asymetrycznego ustawienia miednicy z patologią. Autor, podobnie jak Zink, zaobserwował występowanie tego zjawiska u osób

zdrowych bez oznak żadnych innych dysfunkcji, poddając badaniu 315 osób w wieku 19-39 lat, bez jakichkolwiek dolegliwości bólowych ze strony miednicy i kręgosłupa. Asymetryczne ustawienie miednicy występowało u 67,3% badanych osób asymptomatycznych, co nasuwa wniosek, że asymetria nie musi być patologią, a jest jedynie fizjologicznym przystosowaniem miednicy i SIJs do pochłaniania rutynowych obciążeń mechanicznych wywieranych na zespół lędźwiowo-miedniczo-biodrowy (Gnat i Saulicz, 2008).

W innych badaniach wykazano podobny związek asymetrii miednicy ze zmianami zakresu ruchu tułowia w czasie utrzymywania pozycji siedzącej i stojącej u osób asymptomatycznych (Al-Eisa, Egan i Wassersug, 2004; Al-Eisa *i in.*, 2006). Należy być zatem ostrożnym w stwierdzaniu i leczeniu dysfunkcji tego rejonu, gdyż można wysnuć pochopny wniosek, że asymetria miednicy wraz ze stosunkowo niewielkim i asymetrycznym zakresem ruchu tułowia mogłaby wymagać leczenia. Przed podjęciem decyzji o postępowaniu manualnym warto wziąć pod uwagę istnienie przynajmniej jednostronnego zablokowania lub hipomobilności SIJ. Brak ruchu w tym stawie będzie świadczył o utracie możliwości kompensacyjnych miednicy w wyniku automatycznych procesów wyrównawczych, które mogą przekładać się na sąsiednie segmenty ciała (Saulicz, 2003; Mortka *i in.*, 2012), co jest zdecydowanym powodem do podjęcia leczenia. Manipulacja SIJs, poprzez przywrócenie możliwości ruchu i przerwanie nieprawidłowej aferencji, może umożliwić ponowną kompensację napięć w bardziej zbalansowanym i lepiej dostosowanym wzorcu do aktualnego stanu pacjenta (Riemann i Lephart, 2002; Suter, McMorland i Herzog, 2005; Herzog, 2010).

6.3. Wpływ manipulacji stawu krzyżowo-biodrowego na aktywność bioelektryczną mięśni

Wyniki tego eksperymentu przedstawiają wybiórczo stymulujący i hamujący wpływ manipulacji SIJs na aktywność wybranych mięśni. Stymulujący efekt jest zgodny z wynikami większości innych badań, które wykazują wpływ tego typu na pobudliwość mięśniową (Suter *i in.*, 1999, 2000; Dishman i Burke, 2003; Suter, McMorland i Herzog, 2005; Dishman, Burke i Dougherty, 2018). W badaniach określających wpływ manipulacji SIJs ustalono, iż manipulacja HVLA aktywuje mechano-wrażliwe, aferentne receptory (mechanoreceptory) w krążkach międzykręgowych, stawach międzywyrostkowych, więzadłach kręgosłupa, mięśniach przykręgosłupowych (proprioceptory) i skórze (Herzog, Scheele i Conway, 1999; Pickar, 2002). Zmiana w impulsie aferentnym pochodzącym ze stymulacji tych receptorów, powoduje zmiany poziomu pobudliwości motoneuronu alfa, czego wynikiem jest wzrost

aktywności mięśni (Suter *i in.*, 2000; Dishman, Burke i Dougherty, 2018). W terapii metodą HVLA wykorzystuje się te zależności w celu uzyskania efektu leczniczego. Uruchomienie hipomobilnego stawu i zapewnienie mu swobody ruchu, poprawia miejscowe krążenie i zmniejsza nieprawidłową aferentację pochodzącą z podrażnionych tkanek. Dzięki przywróceniu ruchu i przerwaniu patologicznej stymulacji mechanoreceptorów i proprioceptorów okołostawowych możliwa jest normalizacja napięcia mięśni. U podstaw terapii manualnej leży więc nie tylko poprawa funkcji poszczególnych stawów i zrównoważenie napięcia tkanek, ale również przywrócenie optymalnej funkcji receptorów i regulacji aferentno-eferentnej.

Suter i współautorzy (2000) udowodnili, że manipulacja SIJ wpływa na odruch Hoffmana (odruch H) w mięśniu płaszczkowatym. Ponadto wykazali, że zmiany w odruchu H następują po manipulacji kręgosłupa zarówno w zdrowych (asymptomatycznych) jak i w patologicznych warunkach. Odruch Hoffmana jest odruchem monosynaptycznym i uważa się, że jego amplituda odzwierciedla pobudliwość neuronów ruchowych. Dzięki temu znajduje on szerokie zastosowanie kliniczne i neurofizjologiczne w badaniach segmentarnych ścieżek aferentno-eferentnych kręgosłupa.

Założeniem prawidłowego wykonania zabiegu manipulacji HVLA i kryterium kwalifikacji do grupy eksperymentalnej w tym badaniu było wystąpienie odgłosu kawitacji w czasie manipulacji SIJ. Jednak zgodnie z ustaleniami Herzog, Scheel i Conway (1999) oraz Dunning i Rushton (2009) możliwe jest uzyskanie widocznych zmian w zapisie EMG niezależnie od tego, czy w stawie wystąpiło zjawisko kawitacji. Przytoczone powyżej badania potwierdzają tym samym hipotezę, że neurofizjologiczny odruchowy wzrost aktywności EMG mięśnia zależy od wielkości zastosowanej siły i/lub częstości zmiany przyłożenia siły (przyspieszenia) podczas aplikacji impulsu leczniczego (Keller i Colloca, 2000; Reed *i in.*, 2015), a nie wystąpienia samego zjawiska kawitacji. Jednak niezależnie od tych doniesień, w praktyce klinicznej przyjmuje się, że odgłos kawitacji jest gwarancją prawidłowego wykonania zabiegu HVLA, choć nie jest on niezbędny do osiągnięcia efektu leczniczego. Autor tego opracowania postanowił jednak włączyć to kryterium jako niezbędne do kwalifikacji do grupy eksperymentalnej ze względu na chęć zachowania wysokiej jakości eksperymentu.

Topograficzny wpływ HVLA uściślają Herzog Walter i Scheele David (1999), zauważając, że manipulacja SIJ wywołuje silną odpowiedź elektromiograficzną mięśni pleców w większości po stronie leczonej oraz tych zlokalizowanych blisko kręgosłupa po stronie nieleczonej. Keller i Colloca (2000) zgadzają się z tymi ustaleniami obserwując odpowiedź nerwowo-mięśniową mięśni odcinka lędźwiowego pod wpływem manipulacji HVLA w czasie

wyprostu kręgosłupa lędźwiowego. Dunning i Rushton (2009) również zauważyli obustronny wzrost aktywności elektromiograficznej zarówno prawego, jak i lewego mięśnia dwugłowego ramienia, po manipulacji tylko prawego stawu C5/C6. Badania te wykazują efekt nielokalny, ipsilateralny oraz kontralateralny. Rozległość tych efektów jest jednak sprzeczna z odkryciami Symons *i in.* (2000), którzy stwierdzili, że wzrost aktywności EMG zawsze występuje po tej samej stronie i w mięśniach, które miały swoje przyczepy początkowe lub końcowe zawsze na poziomie manipulowanych kręgów.

W niniejszych badaniach zaobserwowano, że strona zabiegu HVLA może mieć silniejszy wpływ na mięśnie zlokalizowane po stronie manipulowanej. W przeprowadzonych badaniach najbardziej wrażliwy (czuły) na stronę manipulacji był prawy mięsień dwugłowy uda. Istotne zmiany jego aktywności bioelektrycznej zaobserwowano po manipulacji prawostronnej i obustronnej. Również znamienne statystycznie zmiany w efekcie manipulacji prawostronnej zauważono w aktywności prawego mięśnia płaszczkowatego. W przypadku manipulacji obustronnej zmiany aktywności bioelektrycznej dotyczyły większej grupy mięśni, lecz istotne były tylko dla BF_P. Najmniejszy wpływ na zmianę RMS badanych mięśni obserwowano po lewostronnej manipulacji HVLA - dla żadnego z badanych mięśni nie było istotnych zmian.

W opracowywanym badaniu wykazano zmianę aktywności motorycznej mięśni po manipulacji SIJ w populacji osób bezobjawowych. Ze względu na wyrównujący charakter zabiegu otrzymane wyniki można zinterpretować z korzyścią kliniczną dla zdrowia pacjentów i efektywności pracy terapeutów manualnych. Dla wszystkich badanych mięśni przed wykonaniem zabiegu manipulacji występował brak istotnego statystycznie zróżnicowania między grupą eksperymentalną a grupą kontrolną w zakresie aktywności bioelektrycznej. Aktywność bioelektryczna wszystkich mięśni, z wyjątkiem lewego naprężacza powięzi szerokiej, była przed zabiegiem manipulacji nieistotnie mniejsza w grupie eksperymentalnej niż w grupie kontrolnej. W wyniku manipulacji placebo w grupie kontrolnej nie zaobserwowano zmian aktywności bioelektrycznej badanych mięśni, natomiast w grupie eksperymentalnej na skutek przeprowadzonej manipulacji HVLA obserwowano zmiany zarówno w kierunku zmniejszania jak i zwiększania się aktywności bioelektrycznej badanych mięśni. Istotne zmiany dotyczyły mięśni: BF_P, TFL_L, MUL_P, w efekcie manipulacji ich wartość RMS się zmniejszyła.

W przypadku mięśnia dwugłowego uda zmiany jego aktywności nie miały normalizującego charakteru w stosunku do grupy kontrolnej. Po wykonaniu manipulacji pojawiła się dla prawego mięśnia dwugłowego uda istotna różnica się między badanymi

grupami. Może mieć to związek z wcześniejszą obserwacją w zakresie zmian COP (rozdział 6.1.), gdzie pod wpływem manipulacji HVLA zmiany zachodzące w COP miały charakter normalizujący w stosunku do grupy kontrolnej. Zmiany te związane były głównie z ruchem COP w płaszczyźnie strzałkowej, za który odpowiedzialne są w znacznym stopniu mięśnie Taśmy Powierzchnowej Przedniej i Tylnej (Myers, 2009), czyli m.in. badane mięśnie płaszczkowate, dwugłowe i wielodzielne. Przeprowadzone badanie EMG uściśla to doniesienie i ujawnia, że przesunięcie COP zachodzi równocześnie z istotnym statystycznie spadkiem aktywności mięśnia dwugłowego uda po prawej stronie ciała. Dzięki mnogości przeprowadzonych testów statystycznych ujawniono również towarzyszące tej obserwacji zmiany aktywności bioelektrycznej w mięśniach wielodzielnym i płaszczkowatym (choć w tym przypadku jedynie w efekcie manipulacji prawostronnej).

Odległą od miejsca manipulacji aktywację mięśnia płaszczkowatego i dwugłowego uda można tłumaczyć unerwieniem pochodzącym z tego samego neuromeru jakim jest L4-S3 (Schuenke *i in.*, 2013). W niniejszym badaniu nie zaobserwowano jednak kontralateralnej reakcji, o której mówili Dunning i Rushton (2009). Nie wykazano również obustronnej reakcji mięśni wielodzielnych, położonych blisko miejsca poddanego manipulacji (Herzog, Scheele i Conway, 1999), a jedynie reakcję po tej samej stronie kręgosłupa, co reakcja mięśni w kończynie dolnej. W kontekście zmiany aktywności bioelektrycznej mięśni po tej samej stronie co wykonana manipulacja, wyniki niniejszego badania są zgodne z wynikami badań Symons *i in.* (2000), którzy jednak odnotowali wzrosty aktywności bioelektrycznej mięśni zawsze po stronie manipulowanej. Ich badania dotyczyły pomiaru elektromiograficznego sporządzanego w trakcie wykonywania zabiegu. W niniejszym badaniu pomiar EMG był wykonywany przed i po zabiegu, w swobodnej pozycji stojącej.

Co ciekawe, w grupie eksperymentalnej odnotowano również silną reakcję lewego mięśnia naprężacza powięzi szerokiej, która jest reakcją w kierunku normalizacji. Dla przypomnienia, był to jedyny z badanych mięśni, który w grupie eksperymentalnej wykazywał wyższą aktywność PRE niż w grupie kontrolnej. Po zabiegu manipulacji wartość ta spadła nawet poniżej wartości prezentowanej przez grupę kontrolną, o podobną wielkość jaką pierwotnie ją przewyższała (Ryc. 130). Efekt ten może być związany z adaptacyjną reakcją na zmniejszenie napięcia wspomnianej już taśmy powierzchniowej tylnej po prawej stronie ciała, ponieważ lewy mięsień naprężacz powięzi szerokiej stanowi element alternatywnej drogi Taśmy Powierzchnowej Przedniej (Myers, 2009). Ponadto może dochodzić do rotacji miednicy w stronę lewą w wyniku równoważenia się napięcia taśm mięśniowych pod wpływem zabiegu HVLA i zmniejszania powszechnego wzorca kompensacyjnego Zinka (Pope, 2003) poprzez

poprawioną regulację aferento-eferentną. W wyniku tych zmian może dochodzić również do przenoszenia ciężaru ciała na tyłostopie lub przodostopie, co dodatkowo stymuluje rotację miednicy w płaszczyźnie poprzecznej (Richter i Hebgen, 2016) i może powodować złożone reakcje dekompensacyjne.

Czas utrzymywania się efektów manipulacji SIJ opisują Grindstaff i współautorzy (2009), którzy zbadali siłę i aktywację mięśnia czworogłowego w czasie skurczu izometrycznego w pozycji siedzącej bezpośrednio po leczeniu i powtórzyli pomiary po 20, 40 i 60 minutach. Otrzymane wyniki porównali z dwoma innymi grupami. W pierwszej z nich wykonano pasywną mobilizację zgięcia i wyprostowania odcinka lędźwiowego kregosłupa w pozycji leżenia bokiem przez okres 1 minuty, a w drugiej grupie uczestnicy utrzymywali wyprost odcinka lędźwiowego w pozycji leżenia przodem z podparciem na łokciach przez okres 3 minut. Jak się okazało, przeprowadzona przez autorów manipulacja SIJ w pozycji supinacji ze zgięciem bocznym i rotacją tułowia w stronę przeciwną do manipulowanej (tzw. pozycja Chicago), jako jedyna z 3 przebadanych przez autorów technik, wywołała znaczącą reakcję. Uzyskane wyniki ujawniły wzrost siły badanego mięśnia o 3,1% i jego aktywacji o 4,7% ($p < 0,05$) pod wpływem manipulacji SIJ w porównaniu do grupy z pasywną mobilizacją odcinka lędźwiowego. Efekt ten utrzymał się do 20 minut po zastosowaniu leczenia.

6.4. Ograniczenia badań a praktyka i zastosowania kliniczne manipulacji SIJ

Manipulacje stawów są specyficznym sposobem leczenia, w którym elementy psychologiczne nie powinny być lekceważone. Wyzwolenie reakcji obronnej u pacjenta w postaci napięcia mięśni i usztywnienia stawów może wynikać z wcześniejszych złych doświadczeń pod wpływem nieumiejętnie prowadzonej terapii (Gay *i in.*, 2015). Nie bez znaczenia dla poprawności wykonania manipulacji jest zatem zaufanie pacjenta do terapeuty i jego umiejętności. Biorąc pod uwagę specyfikę terapii w warunkach eksperymentalnych i szybki charakter leczenia manipulacyjnego, zbudowanie zaufania do terapeuty w krótkim czasie samego pozycjonowania pacjenta na kozetce i wykonania manipulacji jest bardzo trudne. W praktyce klinicznej sytuacja taka jest rzadka, ponieważ leczenie powinno rozpoczynać się od zebrania wywiadu i przeprowadzenia odpowiednich testów fizjoterapeutycznych. Czas poświęcony na te czynności umożliwia terapeutę prezentację swoich intencji i kompetencji. Z kolei pacjent ma możliwość przywyknąć do dotyku terapeuty w spokojnych warunkach jeszcze przed samą manipulacją. Mając na uwadze możliwie najwierniejsze oddanie sytuacji klinicznej, w niniejszych badaniach terapeuta wykonywał zarówno testy kwalifikacyjne jak

również zabieg manipulacji, co było zamierzonym działaniem. Sytuacja taka prowadzi jednak do braku zaślepienia badacza, co w badaniach naukowych najczęściej uznawane jest za pewnego rodzaju uchybienie (mankament).

W niniejszych badaniach sprawdzono reakcje ciała krótko po interwencji i nie przeprowadzono powtórnych pomiarów typu follow-up. Działanie takie było podyktowane przede wszystkim czynnikami mającymi na celu utrzymanie wysokiej jakości zbieranych danych. Analiza aktywności bioelektrycznej mięśni w czasie utrzymywania postawy stojącej bazuje na porównaniu znacznie mniejszych wartości RMS niż w przypadku wykonywania aktywnych zadań ruchowych. Z tego powodu stosowne było porównanie wartości PRE z wartościami POST, pochodzącymi z pojedynczego i nieprzerwanego zapisu EMG. Taka konstrukcja eksperymentu umożliwiła bezpośrednie porównanie wartości RMS, ponieważ nie następuje zmiana warunków pomiaru, na którą badanie EMG jest bardzo wrażliwe i może reagować rejestracją zaburzonego sygnału, a w konsekwencji spowodować błąd wyniku badania. Możliwe jest porównywanie wyniku badań EMG przeprowadzanych w różnym czasie (i w różnych warunkach), jednakże należy w takiej sytuacji wykonać normalizację sygnału MVC. Normalizacja ta zakłada porównanie wyniku aktualnego pomiaru z uśrednionymi wartościami kilku maksymalnych skurczów danego mięśnia (Konrad, 2005). Metoda ta jest stosunkowo efektywna w przypadku prowadzenia pomiarów kinezyologicznych, w których wykorzystuje się znaczną pracę mięśni, jednak zawsze jest obciążona błędem uśrednienia oraz wywołuje zmęczenie badanych mięśni.

Brak porównania typu follow-up nie dostarczył informacji na temat czasu, w jakim utrzymały się zmiany po zabiegu, jednakże wykluczył zniekształcenie materiału badawczego wpływem czynników zewnętrznych, niemających związku z eksperymentem, np. zmiany sprawności fizycznej pod wpływem treningu, zmęczenia pacjenta lub niezdrowego stylu życia. Zdaniem niektórych autorów literatury tematycznej (Millan *i in.*, 2012) ryzyko potencjalnego wpływu takich czynników na wynik końcowy jest tak duże, że nie można nie brać ich pod uwagę. Z tego względu niektóre metaanalizy badań (Millan *i in.*, 2012) zupełnie wykluczają badania zawierające pomiary typu follow-up. Istnieją jednak badania, w których zmierzono czas utrzymywania się zmian COP, EMG i ROM pod wpływem zabiegu manipulacji SIJ (Flynn i współautorzy (2003), Grindstaff i współautorzy (2009) oraz Grassi i współautorzy (2011)). Wyniki tych badań zostały opisane w rozdziałach 6.1., 6.2., 6.3..

W praktyce klinicznej stosowanie manipulacji stawów bywa kontrowersyjne, a zdania są podzielone ze względu na odmienne podejścia do leczenia pacjenta. Pewne koncepcje lecznicze uznają manipulacje stawów za nieodzowne i podstawowe elementy terapii

(np. chiropraktyka), inne negują ich efektywność, trwałość, bezpieczeństwo lub stosowność użycia, stawiając na pracę na innych tkankach i systemach. Niezależnie od punktu widzenia tego problemu, najważniejsze powinno być szeroko rozumiane dobro pacjenta, a podejmowane działania możliwie bezpieczne i efektywne przy wykorzystaniu najmniej inwazyjnych metod. Stosownym byłoby interdyscyplinarne spojrzenie na efektywność i zasadność stosowania wszelkich technik leczniczych oraz ich wzajemnych kombinacji, bez stawiania jednych metod ponad innymi. Dlatego chłodna analiza podejmowanych działań oraz wiążącego się z nimi ryzyka i efektów niepożądanych, w stosunku do możliwości terapeutycznych oraz ich kosztów, powinna być jednym z kluczowych aspektów decydowania o sposobie leczenia. Manipulacje stawów posiadają udowodnioną efektywność i są stosunkowo tanie, bezpieczne oraz łatwo dostępne. Dzięki temu mogą stanowić przystępny sposób leczenia i profilaktyki, dlatego powinny być brane pod uwagę jako jeden z pierwszych i podstawowych sposobów leczenia.

W kolejnych tego typu badaniach warto byłoby wziąć pod uwagę psychikę pacjenta, co zapewne zwiększyłoby spektrum czynników wpływających na skuteczność zabiegu manipulacji i tym samym podniosło wartość badań. Dodatkowo wpłynęłoby również włączenie pomiarów w formie follow-up, które zweryfikowałyby trwałość uzyskanych efektów przeprowadzonego zabiegu manipulacji. Interesujące byłoby także sprawdzenie efektywności manipulacji stawów w połączeniu z innymi procedurami leczniczymi, zarówno medycyny alopacyjnej jak i alternatywnej. Łączenie terapii manualnej z niesteroidowymi lekami przeciwzapalnymi czy ćwiczeniami fizycznymi jest dobrze znane i zalecane np. w ostrych przypadkach LBP (Chou *i in.*, 2007; Foster *i in.*, 2018). Leki przeciwzapalne bezpośrednio minimalizują stan zapalny tkanek, obrzęk i ból. Odpowiednie ćwiczenia fizyczne poprawiają natomiast drenaż, stabilizują stawy i pozwalają na odbarczenie uciskanych struktur oraz rozciągnięcie napiętych mięśni (Richardson *i in.*, 2002). Jednak nie w każdym przypadku możliwe jest zastosowanie leków lub wykonywanie ćwiczeń fizycznych. Zauważalny w ostatnich latach rozwój medycyny alternatywnej oraz badania popierające efektywność tych metod w leczeniu LBP mogą stanowić atrakcyjną alternatywę dla często agresywnych i drogich metod medycyny alopacyjnej (Kizhakkeveetil, Rose i Kadar, 2014). W leczeniu zaawansowanych schorzeń kręgosłupa metodom alternatywnym jest na pewno daleko do skuteczności prezentowanej przez medycynę akademicką. Jednak nie można przypisać jej tak łatwej dostępności czy braku szerokiej gamy przeciwwskazań i jednoczesnego działania profilaktycznego, którymi mogą pochwalić się takie metody jak choćby medytacja, joga lub leczenie manipulacyjne. Wydaje się więc zasadnym, poszukiwanie rozwiązań trwałych, tanich i łatwo dostępnych. Dobrym kierunkiem mogłoby okazać się szukanie powiązań najbardziej

skutecznych metod naturalnych, które będą wzmacniać efekty leczenia manualnego, łącząc ze sobą najbardziej pożądane cechy zastosowanych metod. Sprawdzenie ich działania należałoby przeprowadzić na osobach symptomatycznych oraz na większym materiale badawczym. Warto byłoby poznać również powtarzalność rezultatów w czasie jak i efekt ich skumulowania w serii zabiegów oraz zmienność efektów ich wdrożenia w poszczególnych etapach leczenia lub przed rozpoczęciem tradycyjnej rehabilitacji ruchowej (Suter *i in.*, 2000).

7. PODSUMOWANIE WYNIKÓW I WNIOSKI

Celem niniejszej rozprawy było określenie wpływu zastosowania metody manipulacyjnego leczenia hipomobilności stawu SI na zdolność utrzymania równowagi statycznej, wartości kątowe i ruchomość odcinka lędźwiowego kręgosłupa oraz aktywność bioelektryczną wybranych mięśni osób asymptomatycznych. Aby zrealizować główny cel pracy, wytyczono następujące cele szczegółowe:

1. ocenę różnic przemieszczenia COP w swobodnym stanie PRE i POST w grupach: eksperymentalnej i kontrolnej oraz między tymi grupami,
2. porównanie zmian wartości kątowych lordozy lędźwiowej oraz ruchomości odcinka lędźwiowego kręgosłupa w swobodnym stanie PRE i POST w grupach: eksperymentalnej i kontrolnej oraz między tymi grupami,
3. ocenę różnic aktywności bioelektrycznej mięśni w swobodnym stanie PRE i POST w grupach: eksperymentalnej i kontrolnej oraz między tymi grupami.

Pierwsza z trzech hipotez niniejszej rozprawy zakładała skuteczność metody manipulacyjnego leczenia hipomobilności stawu krzyżowo-biodrowego (SIJ) metodą HVLA w normalizacji statyki ciała.

Badane grupy (E i K) były jednorodne, różniły się tylko pod względem ruchomości SIJs określonej testami funkcjonalnymi. Przed wykonaniem zabiegu manipulacji badanie podometryczne wykazało zróżnicowanie grupy eksperymentalnej i kontrolnej. Osoby z grupy eksperymentalnej uzyskały istotnie większe wartości niż osoby z grupy kontrolnej następujących parametrów: droga przebycia COP ($p=0,010$), pole drogi przebycia COP ($p=0,047$) i średnia prędkość COP ($p=0,013$). Wyniki te świadczą o deficycie kontroli równowagi u osób z dysfunkcją SIJ w porównaniu do grupy kontrolnej. Ten deficyt pojawił się u nich jeszcze przed wystąpieniem objawów bólowych, bo uczestnicy badań byli osobami asymptomatycznymi (bez objawów bólowych i neurologicznych).

Natomiast porównanie między osobami z grupy eksperymentalnej i kontrolnej po wykonaniu zabiegu wykazało, że pierwotne różnice w zakresie pola, drogi i średniej prędkości COP uległy normalizacji i nie były już istotne statystycznie. Zmiana ta świadczy o skuteczności zabiegu manipulacji SIJ w normalizacji tych parametrów. Zastosowany zabieg unormował zakłócone parametry, nie zaburzając pozostałych wskaźników. Eksperyment wpłynął także na przesunięcie COP w osi Y, ale na poziomie tendencji statystycznej ($p=0,058$), co sugeruje większe wykorzystanie strzałkowej strategii kontroli posturalnej.

Druga postawiona hipoteza zakładała, że zabieg manipulacji stawu krzyżowo-biodrowego przywraca optymalną ruchomość w lędźwiowym odcinku kręgosłupa.

Wyniki przeprowadzonych badań wskazują na wybiórczy wpływ manipulacji SIJ na parametry funkcjonalne lędźwiowego odcinka kręgosłupa. Dla trzech z siedmiu badanych cech goniometrycznych (zgięcie do tyłu, rotacja w lewo oraz lordoza lędźwiowa) odnotowano istotne zmiany wartości bezpośrednio po wykonanym zabiegu w grupie eksperymentalnej. Natomiast w grupie kontrolnej nie odnotowano istotnych różnic między pomiarami PRE i POST dla żadnej z badanych cech goniometrycznych.

W niniejszych badaniach wartości kątowe zgięcia do tyłu oraz lordozy lędźwiowej były przed wykonaniem zabiegu manipulacji większe w grupie eksperymentalnej niż w grupie kontrolnej, a po wykonanej manipulacji uległy zmniejszeniu i zbliżyły się do wartości prezentowanych przez grupę kontrolną, szczególnie w zakresie zginania do tyłu. Natomiast wartości kątowe rotacji w lewo po manipulacji w grupie eksperymentalnej uległy zwiększeniu, co w efekcie również zmniejszyło różnicę w stosunku do grupy kontrolnej. Zatem wpływ zabiegu HVLA można uznać za pozytywny, bo normalizuje zakresy ruchów w lędźwiowym odcinku kręgosłupa. Dzięki manipulacji nastąpiło wyrównanie parametrów ROM u osób z zablokowanymi stawami krzyżowo-biodrowymi do poziomu zbliżonego do prezentowanego przez osoby z grupy kontrolnej.

W przeprowadzonym eksperymencie porównywano również efekt wpływu manipulacji SIJ wykonanej po prawej, lewej i obu stronach ciała ze względu na możliwość wystąpienia różnic wynikających z zablokowania po każdej ze stron. W zależności od strony zabiegu (manipulacja prawostronna, lewostronna i obustronna) uzyskano istotne zmiany wartości kątowych zginania do tyłu, rotacji w lewo oraz lordozy lędźwiowej. Największe dotyczyły manipulacji obustronnej, mimo że była to niewielka grupa obserwacyjna (7 osób).

Wyniki przeprowadzonych badań elektromiograficznych potwierdziły ostatnią z trzech postawionych hipotez zakładających, że zabieg manipulacji stawu krzyżowo-biodrowego reguluje aktywność bioelektryczną wybranych mięśni.

Przeprowadzone analizy wskazują na brak zmian aktywności bioelektrycznej badanych mięśni w efekcie przeprowadzonej manipulacji placebo w grupie kontrolnej, natomiast w grupie eksperymentalnej na skutek przeprowadzonej manipulacji HVLA obserwowano zmiany zarówno w kierunku zmniejszania jak i zwiększania się aktywności bioelektrycznej badanych mięśni. Istotne zmiany zaobserwowano dla prawego mięśnia dwugłowego uda i prawego mięśnia wielodzielnego, lewego naprężacza powięzi szerokiej oraz prawego mięśnia płaszczkowatego (ale tylko pod wpływem manipulacji prawostronnej).

W niniejszych badaniach zaobserwowano, że strona zabiegu HVLA może mieć silniejszy wpływ na mięśnie zlokalizowane po stronie manipulowanej. W przeprowadzonych badaniach najbardziej wrażliwy (czuły) na stronę manipulacji był prawy mięsień dwugłowy uda. Istotne zmiany jego aktywności bioelektrycznej zaobserwowano po manipulacji prawostronnej i obustronnej. Również znamienne statystycznie zmiany w efekcie manipulacji prawostronnej zauważono w aktywności prawego mięśnia płaszczkowatego. W przypadku manipulacji obustronnej zmiany aktywności bioelektrycznej dotyczyły większej grupy mięśni, lecz istotne były tylko dla BF_P. Najmniejszy wpływ na zmianę RMS badanych mięśni obserwowano po lewostronnej manipulacji HVLA - dla żadnego z badanych mięśni nie wykazano istotnych zmian.

Wnioski

Uzyskane wyniki niniejszego badania pozwalają na wyciągnięcie następujących wniosków:

1. Badane parametry COP u osób asymptomatycznych wykazujących hipomobilność SIJ po zabiegu HVLA uległy normalizacji, uzyskując poziom podobny do prezentowanego przez grupę kontrolną. Świadczy to o pozytywnym wpływie zabiegu manipulacji SIJ na stabilność posturalną.
2. Zabieg manipulacji HVLA stawu krzyżowo-biodrowego wpływa na ruchomość w lędźwiowym odcinku kręgosłupa w kierunku zmniejszenia lordozy lędźwiowej i wyprostowania w tym odcinku oraz zwiększenia rotacji w lewo, czyli w kierunku dekompensacji powszechnego wzorca kompensacyjnego Zinka.
3. Przeprowadzona manipulacja HVLA stawu SI wykazuje wybiórczo stymulujący i hamujący wpływ na regulację aktywności bioelektrycznej większości wybranych mięśni.
4. W badaniach nad skutecznością manipulacji stawu SI ważne jest wyróżnienie strony ciała poddanej manipulacji, ponieważ zaobserwowano jej wpływ na efekt zabiegu.
5. Wyniki niniejszej rozprawy świadczą o efektywności zabiegu HVLA w optymalizacji parametrów podometrycznych, goniometrycznych i elektromiograficznych u osób asymptomatycznych pozwalają wskazać manipulację HVLA jako tanią, szybką i skuteczną metodę terapeutyczną w pierwszym etapie leczenia dysfunkcji stawów SIJs, jeszcze przed pojawieniem się objawów bólowych.

PIŚMIENNICTWO

1. Adamczewski, T., Grabowska, A. i Kujawa, J. (2010) „Zaburzenia czynnościowe regionu lędźwiowo-miedniczo-biodrowego . Diagnostyka i terapia”, ss. 463–472.
2. Adstrum, S. *i in.* (2017) „Defining the fascial system”, *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. Elsevier Ltd, 21(1), ss. 173–177. doi: 10.1016/j.jbmt.2016.11.003.
3. Al-Eisa, E. *i in.* (2006) „Effects of pelvic asymmetry and low back pain on trunk kinematics during sitting: A comparison with standing”, *Spine*, 31(5), ss. E135–E143. Dostępne na: <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=reference&D=emed7&NEWS=N&AN=2006190462>.
4. Al-Eisa, E., Egan, D. i Wassersug, R. (2004) „Fluctuating asymmetry and low back pain”, *Evolution and Human Behavior*, 25(1), ss. 31–37. doi: 10.1016/S1090-5138(03)00081-3.
5. Al-subahi, M. *i in.* (2017) „The effectiveness of physiotherapy interventions for sacroiliac joint dysfunction: a systematic review”, *Journal of Physical Therapy Science*, 29(9), ss. 1689–1694. doi: 10.1589/jpts.29.1689.
6. Anacker, S. L. i Di Fabio, R. P. (1992) „Influence of Sensory Inputs on Standing Balance in Community-Dwelling Elders with a Recent History of Falling”, *Physical Therapy*, 72(8), ss. 575–581. doi: 10.1093/ptj/72.8.575.
7. Anderson, R. *i in.* (1992) „A meta-analysis of clinical trials of spinal manipulation.”, *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 15(3), ss. 181–194. Dostępne na: [http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=cmedm&AN=1533416\(=pl&site=ehost-live](http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=cmedm&AN=1533416(=pl&site=ehost-live).
8. Arab, A. M. *i in.* (2009) „Inter- and intra-examiner reliability of single and composites of selected motion palpation and pain provocation tests for sacroiliac joint”, *Manual Therapy*. Elsevier Ltd, 14(2), ss. 213–221. doi: 10.1016/j.math.2008.02.004.
9. Ashton-Miller, J. A. *i in.* (2001) „Can proprioception really be improved by exercises?”, *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 9(3), ss. 128–136. doi: 10.1007/s001670100208.
10. Balagué, F. *i in.* (2012) „Non-specific low back pain”, *The Lancet*, 379(9814), ss. 482–491. doi: 10.1016/S0140-6736(11)60610-7.
11. Bartkowiak, P. *i in.* (2009) „Assessment of the reliability of measurements made with PEL38 podometric platform”, *Fizjoterapia Polska*, 9(2), ss. 143–150.
12. Baruah, S., Eapen, C. i Kamath, K. R. (2013) „an Association Between Postural Stability and Sacroiliac Joint Pain — a Case Control Study”, *Journal of Musculoskeletal Research*, 16(04), s. 1350017. doi: 10.1142/S0218957713500176.
13. Bemis, T. i Daniel, M. (1987) „Validation of the Long Sitting Test on Subjects with Iliosacral Dysfunction*.”, *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 8(7), ss. 336–45. doi: 10.2519/jospt.1987.8.7.336.
14. Bialosky, J. E. *i in.* (2009) „Spinal Manipulative Therapy Has an Immediate Effect on Thermal Pain Sensitivity in People With Low Back Pain: A Randomized Controlled Trial”, *Physical Therapy*, 89(12), ss. 1292–1303. doi: 10.2522/ptj.20090058.
15. Blaszczyk, J. W. *i in.* (2000) „Effect of ageing and vision on limb load asymmetry during quiet stance”, *Journal of Biomechanics*, 33(10), ss. 1243–1248. doi: 10.1016/S0021-9290(00)00097-X.
16. Bogduk, N. i Mercer, S. (2000) „Biomechanics of the cervical spine. I: Normal kinematics”, *Clinical Biomechanics*, 15(9), ss. 633–648. doi: 10.1016/S0268-

- 0033(00)00034-6.
17. Bolton, P. S. i Budgell, B. (2012) „Visceral responses to spinal manipulation”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Elsevier Ltd, 22(5), ss. 777–784. doi: 10.1016/j.jelekin.2012.02.016.
 18. Botelho, M. B. i Andrade, B. B. (2012) „Effect of cervical spine manipulative therapy on judo athletes’ grip strength”, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. National University of Health Sciences, 35(1), ss. 38–44. doi: 10.1016/j.jmpt.2011.09.005.
 19. Bove, M. i in. (2001) „Neck muscle vibration disrupts steering of locomotion”, *Journal of Applied Physiology*, 91(2), ss. 581–588. doi: 10.1152/jappl.2001.91.2.581.
 20. Bronfort, G. i in. (2004) „Efficacy of spinal manipulation and mobilization for low back pain and neck pain: A systematic review and best evidence synthesis”, *Spine Journal*, 4(3), ss. 335–356. doi: 10.1016/j.spinee.2003.06.002.
 21. Capicikova, N. i in. (2006) „Human postural response to lower leg muscle vibration of different duration”, *Physiological Research*, 55(SUPPL. 1), ss. 1–6.
 22. Chou, R. i in. (2007) „Diagnosis and treatment of low back pain: A joint clinical practice guideline from the American College of Physicians and the American Pain Society”, *Annals of Internal Medicine*, 147(7), ss. 478–491. doi: 10.7326/0003-4819-147-7-200710020-00006.
 23. Christiansen, T. L. i in. (2018) „The effects of a single session of spinal manipulation on strength and cortical drive in athletes”, *European Journal of Applied Physiology*. Springer Berlin Heidelberg, 118(4), ss. 737–749. doi: 10.1007/s00421-018-3799-x.
 24. Cichosz, M. i in. (2017) „Aktualne standardy diagnostyki i leczenia dolegliwości bólowych miednicy ze źródłem w stawach krzyżowo-biodrowych = Current standards for diagnosis and treatment of pain with pelvis source in sacroiliac joints”, *Journal of Education, Health and Sport*, 6(11), ss. 125–136. doi: 10.5281/zenodo.164418.
 25. Clark, B. C. i in. (2011) „Neurophysiologic effects of spinal manipulation in patients with chronic low back pain”, *BMC Musculoskeletal Disorders*, 12(1), ss. 170–179. doi: 10.1186/1471-2474-12-170.
 26. Coronado, R. A. i in. (2012) „Changes in pain sensitivity following spinal manipulation: A systematic review and meta-analysis”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Elsevier Ltd, 22(5), ss. 752–767. doi: 10.1016/j.jelekin.2011.12.013.
 27. Corso, M. i in. (2019) „The effects of spinal manipulation on performance-related outcomes in healthy asymptomatic adult population: A systematic review of best evidence”, *Chiropractic and Manual Therapies*. Chiropractic & Manual Therapies, 27(1). doi: 10.1186/s12998-019-0246-y.
 28. Coulter, I. D. i in. (2018) „Manipulation and mobilization for treating chronic low back pain: a systematic review and meta-analysis”, *Spine Journal*. Elsevier Inc., 18(5), ss. 866–879. doi: 10.1016/j.spinee.2018.01.013.
 29. Day, B. L. i in. (1993) „Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway.”, *The Journal of Physiology*, 469(1), ss. 479–499. doi: 10.1113/jphysiol.1993.sp019824.
 30. DeVocht, J. W., Pickar, J. G. i Wilder, D. G. (2005) „Spinal manipulation alters electromyographic activity of paraspinal muscles: A descriptive study”, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 28(7), ss. 465–471. doi: 10.1016/j.jmpt.2005.07.002.

31. Deyo, R. A. *i in.* (2009) „Overtreating chronic back pain: Time to back off?”, *Journal of the American Board of Family Medicine*, 22(1), ss. 62–68. doi: 10.3122/jabfm.2009.01.080102.
32. Dietz, V., Horstmann, G. A. i Berger, W. (1989) „Significance of proprioceptive mechanisms in the regulation of stance.”, *Progress in Brain Research*, ss. 419–423. doi: 10.1016/S0079-6123(08)62238-4.
33. Dishman, J. D. i Burke, J. (2003) „Spinal reflex excitability changes after cervical and lumbar spinal manipulation: A comparative study”, *Spine Journal*, 3(3), ss. 204–212. doi: 10.1016/S1529-9430(02)00587-9.
34. Dishman, J. D., Burke, J. R. i Dougherty, P. (2018) „Motor Neuron Excitability Attenuation as a Sequel to Lumbosacral Manipulation in Subacute Low Back Pain Patients and Asymptomatic Adults: A Cross-Sectional H-Reflex Study”, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. Elsevier Inc., 41(5), ss. 363–371. doi: 10.1016/j.jmpt.2017.10.015.
35. Downie, A. S., Vemulpad, S. i Bull, P. W. (2010) „Quantifying the high-velocity, low-amplitude spinal manipulative thrust: A systematic review”, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. National University of Health Sciences, 33(7), ss. 542–553. doi: 10.1016/j.jmpt.2010.08.001.
36. Dunning, J. i Rushton, A. (2009) „The effects of cervical high-velocity low-amplitude thrust manipulation on resting electromyographic activity of the biceps brachii muscle”, *Manual Therapy*, 14(5), ss. 508–513. doi: 10.1016/j.math.2008.09.003.
37. Evans, D. W. *i in.* (2005) „Testing the effectiveness of an innovative information package on practitioner reported behaviour and beliefs: The UK Chiropractors, Osteopaths and Musculoskeletal Physiotherapists Low back pain Management (COMPLeMENT) trial [ISRCTN77245761]”, *BMC Musculoskeletal Disorders*, 6, ss. 1–17. doi: 10.1186/1471-2474-6-41.
38. Farazdaghi, M. R. *i in.* (2018) „Effect of sacroiliac manipulation on postural sway in quiet standing: a randomized controlled trial”, *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 22(2), ss. 120–126. doi: 10.1016/j.bjpt.2017.09.002.
39. Fatoye, F., Gebrye, T. i Odeyemi, I. (2019) „Real-world incidence and prevalence of low back pain using routinely collected data”, *Rheumatology International*. Springer Berlin Heidelberg, 39(4), ss. 619–626. doi: 10.1007/s00296-019-04273-0.
40. Ferreira, M. L., Ferreira, P. H. i Hodges, P. W. (2007) „Changes in postural activity of the trunk muscles following spinal manipulative therapy”, *Manual Therapy*, 12(3), ss. 240–248. doi: 10.1016/j.math.2006.06.015.
41. Flynn, T. W. *i in.* (2003) „The audible pop is not necessary for successful spinal high-velocity thrust manipulation in individuals with low back pain”, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(7), ss. 1057–1060. doi: 10.1016/S0003-9993(03)00048-0.
42. Foster, N. E. *i in.* (2018) „Prevention and treatment of low back pain: evidence, challenges, and promising directions”, *The Lancet*, 391(10137), ss. 2368–2383. doi: 10.1016/S0140-6736(18)30489-6.
43. Fransson, P.-A. *i in.* (2000) „Methods for evaluation of postural control adaptation”, *Gait & Posture*, 12(1), ss. 14–24. doi: 10.1016/S0966-6362(00)00052-7.
44. Fryer, G., Carub, J. i McIver, S. (2004) „The effect of manipulation and mobilisation on pressure pain thresholds in the thoracic spine”, *Journal of Osteopathic Medicine*, 7(1), ss. 8–14. doi: 10.1016/S1443-8461(04)80003-0.
45. Furlan, A. D. *i in.* (2012) „A systematic review and meta-analysis of efficacy, cost-

- effectiveness, and safety of selected complementary and alternative medicine for neck and low-back pain”, *Evidence-based Complementary and Alternative Medicine*, 2012. doi: 10.1155/2012/953139.
46. Gay, C. W. *i in.* (2015) „What effect can manual therapy have on a patient’s pain experience?”, *Pain Management*. doi: 10.2217/pmt.15.39.
 47. Gilliss, A. C. *i in.* (2010) „Use of osteopathic manipulative treatment to manage compensated trendelenburg gait caused by sacroiliac somatic dysfunction”, *Journal of the American Osteopathic Association*, 110(2), ss. 81–86. doi: 10.7556/jaoa.2010.110.2.81.
 48. Gnat, R. i Saulicz, E. (2008) „Induced Static Asymmetry of the Pelvis is Associated with Functional Asymmetry of the Lumbo-Pelvo-Hip Complex”, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 31(3), ss. 204–211. doi: 10.1016/j.jmpt.2008.02.012.
 49. Goertz, C. M. *i in.* (2016) „Effects of spinal manipulation on sensorimotor function in low back pain patients - A randomised controlled trial”, *Manual Therapy*. Elsevier Ltd, 21, ss. 183–190. doi: 10.1016/j.math.2015.08.001.
 50. Goodsell, M., Lee, M. i Latimer, J. (2000) „Short-term effects of lumbar posteroanterior mobilization in individuals with low-back pain”, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 23(5), ss. 332–342. doi: 10.1067/mmt.2000.106867.
 51. Grassi, D. de O. *i in.* (2011) „Immediate and lasting improvements in weight distribution seen in baropodometry following a high-velocity, low-amplitude thrust manipulation of the sacroiliac joint”, *Manual Therapy*. Elsevier Ltd, 16(5), ss. 495–500. doi: 10.1016/j.math.2011.04.003.
 52. Grindstaff, T. L. *i in.* (2009) „Effects of lumbopelvic joint manipulation on quadriceps activation and strength in healthy individuals”, *Manual Therapy*. Elsevier Ltd, 14(4), ss. 415–420. doi: 10.1016/j.math.2008.06.005.
 53. Hancock, M. J. *i in.* (2007) „Systematic review of tests to identify the disc, SIJ or facet joint as the source of low back pain”, *European Spine Journal*, 16(10), ss. 1539–1550. doi: 10.1007/s00586-007-0391-1.
 54. Harper, B. *i in.* (2017) „A commentary review of the cost effectiveness of manual therapies for neck and low back pain”, *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. Elsevier Ltd, 21(3), ss. 684–691. doi: 10.1016/j.jbmt.2016.09.014.
 55. Herzog, W. *i in.* (1989) „Reliability of motion palpation procedures to detect sacroiliac joint fixations”, *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 12(2), ss. 86–92. Dostępne na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2715742>.
 56. Herzog, W. (2010) „The biomechanics of spinal manipulation”, *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. Elsevier Ltd, 14(3), ss. 280–286. doi: 10.1016/j.jbmt.2010.03.004.
 57. Herzog, W., Scheele, D. i Conway, P. J. (1999) „Electromyographic Responses of Back and Limb Muscles Associated With Spinal Manipulative Therapy”, *Spine Journal*, 24(2), ss. 146–153. Dostępne na: https://journals.lww.com/spinejournal/Abstract/1999/01150/Electromyographic_Responses_of_Back_and_Limb.12.aspx.
 58. von Heymann, W. J. *i in.* (2013) „Spinal High-Velocity Low Amplitude Manipulation in Acute Nonspecific Low Back Pain”, *Spine*, 38(7), ss. 540–548. doi: 10.1097/BRS.0b013e318275d09c.
 59. Ianuzzi, A. i Khalsa, P. S. (2005) „Comparison of human lumbar facet joint capsule strains during simulated high-velocity, low-amplitude spinal manipulation versus physiological motions”, *Spine Journal*, 5(3), ss. 277–290. doi:

- 10.1016/j.spinee.2004.11.006.
60. Jeka, J. J. *i in.* (1996) „Haptic cues for orientation and postural control in sighted and blind individuals”, *Perception and Psychophysics*, 58(3), ss. 409–423. doi: 10.3758/BF03206817.
 61. Kanlayanaphotporn, R., Chiradejnant, A. i Vachalathiti, R. (2009) „The Immediate Effects of Mobilization Technique on Pain and Range of Motion in Patients Presenting With Unilateral Neck Pain: A Randomized Controlled Trial”, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. the American Congress of Rehabilitation Medicine and the American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation, 90(2), ss. 187–192. doi: 10.1016/j.apmr.2008.07.017.
 62. Kanlayanaphotporn, R., Chiradejnant, A. i Vachalathiti, R. (2010) „Immediate effects of the central posteroanterior mobilization technique on pain and range of motion in patients with mechanical neck pain”, *Disability and Rehabilitation*, 32(8), ss. 622–628. doi: 10.3109/09638280903204716.
 63. Kavounoudias, A. *i in.* (1999) „From balance regulation to body orientation: Two goals for muscle proprioceptive information processing?”, *Experimental Brain Research*, 124(1), ss. 80–88. doi: 10.1007/s002210050602.
 64. Keller, T. S. i Colloca, C. J. (2000) „Mechanical force spinal manipulation increases trunk muscle strength assessed by electromyography: A comparative clinical trial”, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 23(9), ss. 585–595. doi: 10.1067/mmt.2000.110947.
 65. Kizhakkeveetil, A., Rose, K. i Kadar, G. E. (2014) „Integrative Therapies for Low Back Pain that Include Complementary and Alternative Medicine Care: A Systematic Review”, *Global Advances in Health and Medicine*, 3(5), ss. 49–64. doi: 10.7453/gahmj.2014.043.
 66. Koes, B. W. *i in.* (1996) „Spinal manipulation for low back pain. An updated systematic review of randomized clinical trials.”, *Spine*, 21(24), ss. 2860–2863. doi: 10.1097/00007632-199612150-00013.
 67. Konrad, P. (2005) *ABC EMG - Praktyczne wprowadzenie do elektromiografii kinezyologicznej*. Dostępne na: <http://books.google.pl/books?id=zSt7oAEACAAJ>.
 68. Konstantinou, K. *i in.* (2007) „Flexion Mobilizations With Movement Techniques: the Immediate Effects on Range of Movement and Pain in Subjects With Low Back Pain”, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 30(3), ss. 178–185. doi: 10.1016/j.jmpt.2007.01.015.
 69. Krauss, J. *i in.* (2008) „The immediate effects of upper thoracic translatoric spinal manipulation on cervical pain and range of motion: A randomized clinical trial”, *Journal of Manual and Manipulative Therapy*, 16(2), ss. 93–99. doi: 10.1179/106698108790818530.
 70. Kuczyński, M. *i in.* (2012) „The basics of postural control assessment: what, how and why do we need to measure?”, *Acta Bio-Optica et Informatica Medica*. Acta Bio-Optica et Informatica Medica. Inżynieria Biomedyczna, 18(4), ss. 243–249. Dostępne na: <http://yadda.icm.edu.pl/yadda/element/bwmeta1.element.baztech-fb26fd7b-7575-4986-b89b-dad2494461e1>.
 71. Laslett, M. (2008) „Evidence-based diagnosis and treatment of the painful sacroiliac joint”, *Journal of Manual and Manipulative Therapy*, 16(3), ss. 142–152. doi: 10.1179/jmt.2008.16.3.142.
 72. Lee, D. (2001) *Obręcz biodrowa. Badania i leczenie okolicy lędźwiowo-miedniczno-biodrowej*. Warszawa: DB Publishing.
 73. Lehman, G. (2012) „Kinesiological research: The use of surface electromyography for assessing the effects of spinal manipulation”, *Journal of Electromyography and*

- Kinesiology*. Elsevier Ltd, 22(5), ss. 692–696. doi: 10.1016/j.jelekin.2012.02.010.
74. Lewandowski, J. (2006) *Kształtowanie się krzywizn fizjologicznych i zakresów ruchomości odcinkowej kręgosłupa człowieka w wieku 3-25 lat w obrazie elektrogoniometrycznym*. 1. wyd. Poznań: AWF Poznań (Monografie).
 75. Lewandowski, J. *i in.* (2011) „Epidemiology of low back pain in students of physical education and physiotherapy”, *Studies in Physical Culture and Tourism*, 18(3), ss. 265–269.
 76. Lord, S. R., Clark, R. D. i Webster, I. W. (1991) „Physiological Factors Associated with Falls in an Elderly Population”, *Journal of the American Geriatrics Society*, 39(12), ss. 1194–1200. doi: 10.1111/j.1532-5415.1991.tb03574.x.
 77. Loudon, J. K. *i in.* (2008) „The effectiveness of active exercise as an intervention for functional ankle instability: a systematic review.”, *Sports Medicine*, 38(7), ss. 553–63. doi: 10.1007/s00586-010-1412-z.
 78. Maher, C., Underwood, M. i Buchbinder, R. (2017) „Non-specific low back pain”, *The Lancet*, 389(10070), ss. 736–747. doi: 10.1016/S0140-6736(16)30970-9.
 79. Maigne, J. Y., Aivaliklis, A. i Pfefer, F. (1996) „Results of sacroiliac joint double block and value of sacroiliac pain provocation tests in 54 patients with low back pain”, w *Spine*, ss. 1889–1892. doi: 10.1097/00007632-199608150-00012.
 80. Maigne, J. Y. i Vautravers, P. (2003) „Mechanism of action of spinal manipulative therapy”, *Joint Bone Spine*, 70(5), ss. 336–341. doi: 10.1016/S1297-319X(03)00074-5.
 81. Mansilla-Ferragut, P. *i in.* (2009) „Immediate Effects of Atlanto-Occipital Joint Manipulation on Active Mouth Opening and Pressure Pain Sensitivity in Women With Mechanical Neck Pain”, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 32(2), ss. 101–106. doi: 10.1016/j.jmpt.2008.12.003.
 82. Martínez-Segura, R. *i in.* (2006) „Immediate Effects on Neck Pain and Active Range of Motion After a Single Cervical High-Velocity Low-Amplitude Manipulation in Subjects Presenting with Mechanical Neck Pain: A Randomized Controlled Trial”, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 29(7), ss. 511–517. doi: 10.1016/j.jmpt.2006.06.022.
 83. McClatchie, L. *i in.* (2009) „Mobilizations of the asymptomatic cervical spine can reduce signs of shoulder dysfunction in adults”, *Manual Therapy*. Elsevier Ltd, 14(4), ss. 369–374. doi: 10.1016/j.math.2008.05.006.
 84. Méndez-Sánchez, R. *i in.* (2014) „Immediate Effects of Bilateral Sacroiliac Joint Manipulation on Plantar Pressure Distribution in Asymptomatic Participants”, *The Journal of Alternative and Complementary Medicine*, 20(4), ss. 251–257. doi: 10.1089/acm.2013.0192.
 85. Millan, M. *i in.* (2012) „The effect of spinal manipulative therapy on spinal range of motion: a systematic literature review”, *Chiropractic and Manual Therapies*, 20(1), s. 23. doi: 10.1186/2045-709X-20-23.
 86. Mortka, K. *i in.* (2012) „Dysfunction of Sacroiliac Joint in Patients With Scoliosis and Its Connection With the Setting of the Pelvis”, *Irons.Com.Pl*, 1, ss. 13–24. Dostępne na: <http://www.irons.com.pl/wp-content/uploads/2013/11/Mortka-et-al-ENG.pdf>.
 87. Mourad, F. *i in.* (2019) „Unilateral and Multiple Cavitation Sounds During Lumbosacral Spinal Manipulation”, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. Elsevier Inc., 42(1), ss. 12–22. doi: 10.1016/j.jmpt.2018.08.002.
 88. Myers, T. W. (2009) „Anatomy Trains: Myofascial Meridians for Manual and Movement Therapists”, w.
 89. Nourbakhsh, M. R., Arabloo, A. M. i Salavati, M. (2006) „The relationship between

- pelvic cross syndrome and chronic low back pain”, *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 19(4), ss. 119–128. doi: 10.3233/BMR-2006-19403.
90. Oliveira-Campelo, N. M. *i in.* (2010) „The immediate effects of atlanto-occipital joint manipulation and suboccipital muscle inhibition technique on active mouth opening and pressure pain sensitivity over latent myofascial trigger points in the masticatory muscles”, *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(5), ss. 310–317. doi: 10.2519/jospt.2010.3257.
 91. Passmore, S. R. *i in.* (2010) „Spinal Manipulation Impacts Cervical Spine Movement and Fitts’ Task Performance: A Single-Blind Randomized Before-After Trial”, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. National University of Health Sciences, 33(3), ss. 189–192. doi: 10.1016/j.jmpt.2010.01.007.
 92. Pedrelli, A., Stecco, C. i Day, J. A. (2009) „Treating patellar tendinopathy with Fascial Manipulation”, *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 13(1), ss. 73–80. doi: 10.1016/j.jbmt.2008.06.002.
 93. Peterka, R. J. (2002) „Sensorimotor Integration in Human Postural Control”, *Journal of Neurophysiology*, 88(3), ss. 1097–1118. doi: 10.1152/jn.2002.88.3.1097.
 94. Petroutsos, S. (2012) „Psoas insufficiency and its role in sacroiliac dysfunction and low back pain”, *Physio Kinetics*, s. 45. Dostępne na: [http://www.physiokinetics.gr/pdf/PDIS_introduction_0\[1\].pdf](http://www.physiokinetics.gr/pdf/PDIS_introduction_0[1].pdf).
 95. Pickar, J. G. (2002) „Neurophysiological effects of spinal manipulation.”, *The spine journal : official journal of the North American Spine Society*, 2(5), ss. 357–371. doi: 10.1016/s1529-9430(02)00400-x.
 96. Pollard, H. i Ward, G. (1998) „The effect of upper cervical or sacroiliac manipulation on hip flexion range of motion”, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 21(9), ss. 611–616.
 97. Pope, R. E. (2003) „The Common Compensatory Pattern. Its origin and relationship to the Postural Model”, *American Academy of Osteopathy*, ss. 19–40.
 98. Raj, M. A., Ampat, G. i Varacallo, M. (2020) *Sacroiliac (SI) Joint Pain.*, *StatPearls [Internet]*. Treasure Island (FL), Treasure Island (FL). Dostępne na: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK470299/?report=classic> (Udostępniono: 16 wrzesień 2020).
 99. Reed, W. R. *i in.* (2015) „Neural responses to the mechanical characteristics of high velocity, low amplitude spinal manipulation: Effect of specific contact site”, *Manual Therapy*. Elsevier Ltd, 20(6), ss. 797–804. doi: 10.1016/j.math.2015.03.008.
 100. Richardson, C. A. *i in.* (2002) „The relation between the transversus abdominis muscles, sacroiliac joint mechanics, and low back pain”, *Spine*, 27(4), ss. 399–405. doi: 10.1097/00007632-200202150-00015.
 101. Richter, P. i Hebgen, E. (2016) *Punkty spustowe i łańcuchy mięśniowo powięziane w osteopatii i terapii manualnej*. 2. wyd. Łódź: Galaktyka.
 102. Riemann, B. L. i Lephart, S. M. (2002) „The sensorimotor system, part I: The physiologic basis of functional joint stability”, *Journal of Athletic Training*, 37(1), ss. 71–79. doi: 10.1016/j.jconhyd.2010.08.009.
 103. Robinson, H. S. *i in.* (2007) „The reliability of selected motion- and pain provocation tests for the sacroiliac joint”, *Manual Therapy*, 12(1), ss. 72–79. doi: 10.1016/j.math.2005.09.004.
 104. Roy, R. A., Boucher, J. P. i Comtois, A. S. (2010) „Paraspinal Cutaneous

- Temperature Modification After Spinal Manipulation at L5”, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. National University of Health Sciences, 33(4), ss. 308–314. doi: 10.1016/j.jmpt.2010.03.001.
105. Rubin, D. I. (2007) „Epidemiology and Risk Factors for Spine Pain”, *Neurologic Clinics*, 25(2), ss. 353–371. doi: 10.1016/j.ncl.2007.01.004.
 106. Salzberg, L. D. i Manusov, E. G. (2013) „Management Options for Patients with Chronic Back Pain without an Etiology”, *Health Services Insights*, 6, ss. 33–38. doi: 10.4137/HSI.S10469.
 107. Saulicz, E. *i in.* (2001) „Asymmetrie des Beckens und Funktionsstörung von Iliosakralgelenken”, *Manuelle Medizin*, 39(6), ss. 312–319. doi: 10.1007/s003370170006.
 108. Saulicz, E. (2003) *Zaburzenia przestrzennego ustawienia miednicy w niskostopniowych skoliozach oraz możliwości ich korekcji*. Akademia Wychowania Fizycznego. Dostępne na: <https://books.google.pl/books?id=xF-kAAAACAAJ> (Udostępniono: 4 wrzesień 2018).
 109. Schuenke, M. *i in.* (2013) *PROMETEUSZ Atlas anatomii człowieka Tom 1 - anatomia ogólna i układ mięśniowo-szkieletowy*.
 110. Sforza, C. *i in.* (2003) „Sensorial Afferents, Expectations, and Craniocervical Postural Relations in Adults who are Blind and Sighted”, *Journal of Visual Impairment & Blindness*, 97(1), ss. 17–27. doi: 10.1177/0145482X0309700103.
 111. Shekelle, P. G. *i in.* (1992) „Spinal manipulation for low-back pain”, *Annals of Internal Medicine*, 117(7), ss. 590–598. doi: 10.7326/0003-4819-117-7-590.
 112. Shumway-Cook, A. i Woollacott, M. H. (2001) *Motor control: theory and practical applications*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
 113. Son, J.-H., Park, G. D. i Park, H. S. (2014) „The Effect of Sacroiliac Joint Mobilization on Pelvic Deformation and the Static Balance Ability of Female University Students with SI Joint Dysfunction”, *Journal of Physical Therapy Science*, 26(6), ss. 845–848. doi: 10.1589/jpts.26.845.
 114. Stamos-Papastamos, N., Petty, N. J. i Williams, J. M. (2011) „Changes in bending stiffness and lumbar spine range of movement following lumbar mobilization and manipulation”, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. National University of Health Sciences, 34(1), ss. 46–53. doi: 10.1016/j.jmpt.2010.11.006.
 115. Stecco, C. *i in.* (2017) „Microscopic anatomy of the visceral fasciae”, *Journal of Anatomy*, 231(1), ss. 121–128. doi: 10.1111/joa.12617.
 116. Stemplewski, R. Ł., Salamon, A. i Maciaszek, J. (2006) „Static Body Balance Posturographic Values in Medio-Lateral and Anterior-Posterior Directions in Conditions of Unstable Base of Support in Men Older Than 70 Years”, 13(December 2014), ss. 85–87.
 117. Suter, E. *i in.* (1999) „Decrease in quadriceps inhibition after sacroiliac joint manipulation in patients with anterior knee pain”, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 22(3), ss. 149–153. doi: 10.1016/S0161-4754(99)70128-4.
 118. Suter, E. *i in.* (2000) „Conservative Lower Back Treatment Reduces Inhibition in Knee-Extensor Muscles: A Randomized Controlled Trial”, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 23(2), ss. 76–80.
 119. Suter, E., McMorland, G. i Herzog, W. (2005) „Short-term effects of spinal manipulation on H-reflex amplitude in healthy and symptomatic subjects”, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 28(9), ss. 667–672. doi: 10.1016/j.jmpt.2005.09.017.
 120. Symons, B. P. *i in.* (2000) „Reflex Responses Associated With Activator Treatment

- HETtODS The experimental protocol was performed essentially as Subjects Review Committee of the University of Calgary (Calgary , sEHG Recordings The reflex responses elicited were recorded by fixed ”, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 23(3), ss. 155–159.
121. Taylor, H. H. i Murphy, B. (2008) „Altered Sensorimotor Integration With Cervical Spine Manipulation”, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 31(2), ss. 115–126. doi: 10.1016/j.jmpt.2007.12.011.
 122. Thomson, O., Haig, L. i Mansfield, H. (2009) „The effects of high-velocity low-amplitude thrust manipulation and mobilisation techniques on pressure pain threshold in the lumbar spine”, *International Journal of Osteopathic Medicine*. Elsevier Ltd, 12(2), ss. 56–62. doi: 10.1016/j.ijosm.2008.07.003.
 123. van Tulder, M. W., Koes, B. W. i Bouter, L. M. (1997) „Conservative treatment of acute and chronic nonspecific low back pain: a systematic review of randomized controlled trials of the most common interventions (Structured abstract)”, *Spine*, 22(18), ss. 2128–2156. doi: 10.1097/00007632-199709150-00012.
 124. Tullberg, T. *i in.* (1998) „Manipulation does not alter the position of the sacroiliac joint: A roentgen stereophotogrammetric analysis”, *Spine*, ss. 1124–1129. doi: 10.1097/00007632-199805150-00010.
 125. Tuttle, N., Barrett, R. i Laakso, L. (2008) „Relation between changes in posteroanterior stiffness and active range of movement of the cervical spine following manual therapy treatment”, *Spine*, 33(19), ss. 673–679. doi: 10.1097/BRS.0b013e31817f93f9.
 126. Tymecka-Woszczerowicz, A. *i in.* (2015) „Indirect costs of back pain - Review”, *Polish Annals of Medicine*. Polish Pediatric Society., 22(2), ss. 143–148. doi: 10.1016/j.poamed.2015.07.003.
 127. Vernon, H. i Mrozek, J. (2005) „A revised definition of manipulation”, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 28(1), ss. 68–72. doi: 10.1016/j.jmpt.2004.12.009.
 128. Vleeming, A. *i in.* (2008) „European guidelines for the diagnosis and treatment of pelvic girdle pain”, *European Spine Journal*, 17(6), ss. 794–819. doi: 10.1007/s00586-008-0602-4.
 129. Vleeming, A. *i in.* (2012) „The sacroiliac joint: An overview of its anatomy, function and potential clinical implications”, *Journal of Anatomy*, 221(6), ss. 537–567. doi: 10.1111/j.1469-7580.2012.01564.x.
 130. Volinn, E. (1997) „The epidemiology of low back pain in the rest of the world. A review of surveys in low-and middle-income countries.”, *Spine*, ss. 1747–1754. doi: 10.1097/00007632-199804150-00026.
 131. Westlake, K. P., Wu, Y. i Culham, E. G. (2007) „Sensory-Specific Balance Training in Older Adults: Effect on Position, Movement, and Velocity Sense at the Ankle”, *Physical Therapy*, 87(5), ss. 560–568. doi: 10.2522/ptj.20060262.
 132. Whittingham, W. i Nilsson, N. (2001) „Active range of motion in the cervical spine increases after spinal manipulation (toggle recoil)”, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 24(9), ss. 552–555. doi: 10.1067/mmt.2001.118979.
 133. Woodle, A. S. (1993) „The PEL-38 Electronic Podometer for static and dynamic analysis of foot biomechanics.”, *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 10(3), ss. 417–429. Dostępne na: [http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=cmedm&AN=8364845\(=pl&site=ehost-live](http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=cmedm&AN=8364845(=pl&site=ehost-live).
 134. van der Wurff, P., Meyne, W. i Hagmeijer, R. H. M. (2000) „Clinical tests of the sacroiliac joint”, *Manual Therapy*, 5(2), ss. 89–96. doi: 10.1054/math.1999.0229.

ZAŁĄCZNIKI

Załącznik nr 1. Formularz świadomej zgody pacjenta

Oświadczenie świadomej zgody pacjenta na udział w badaniu:

“Wpływ mobilizacji stawu krzyżowo-biodrowego na statykę ciała, aktywność bioelektryczną mięśni i parametry funkcjonalne kręgosłupa”

.....

(Imię i nazwisko pacjenta)

Oświadczenie

Niniejszym oświadczam, że nie jestem osobą ubezwłasnowolnioną, nie jestem żołnierzem służby zasadniczej ani osobą pozbawioną wolności oraz nie pozostaję w zależności służbowej lub innej z prowadzącym badania. Wiem, że moje dane personalne nie zostaną ujawnione, a zebrane informacje pozostaną poufne. Wyrażam zgodę na ujawnienie zebranych informacji medycznych osobom uczestniczącym w prowadzeniu badania.

Stwierdzam, że nie będę sprzeciwiać się wykorzystaniu wyników badania w celach naukowych.

Jednocześnie oświadczam, że zapoznałam/em się z “Informacją dla pacjenta”.

Miałam/em sposobność zadawania pytań i uzyskałam/em zadawalające odpowiedzi. Mój podpis na niniejszym formularzu został złożony dobrowolnie. Zostałam/em poinformowany, że mogę odmówić zgody na udział w badaniach lub cofnąć ją w każdej chwili, także podczas wykonywania badań, bez jakichkolwiek konsekwencji czy zmiany sposobu leczenia. Wyrażam zgodę na przetwarzanie danych osobowych w związku z prowadzonym programem badań.

“Przeczytałam/em i akceptuję”

.....

/data/

.....

/podpis pacjenta/

.....

/podpis prowadzącego badanie/

Załącznik nr 2. Wzór karty badań

KARTA BADAŃ

data badania:

nr karty:

nr telefonu:

I. DANE OSOBOWE (wypełnia pacjent)

- A. imię i nazwisko:
- B. data urodzenia
- C. płeć: M / K
- D. wysokość ciała:
- E. masa ciała:

II. STAN ZDROWIA (wypełnia pacjent)

- A. Czy w ostatnim roku występował ból kręgosłupa? Jeśli tak, proszę określić intensywność bólu w skali 0-10: (0 = brak bólu, 10 = maksymalny)

TAK / NIE 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

- B. Na jakiej wysokości występował ból? (głowa, szyja, barki, łopatki, środek pleców, dół kręgosłupa, okolica krzyżowa, miednica)
- C. Po lewej czy prawej stronie pleców? PRAWA / LEWA
- D. Czy miewa Pani bolesne miesiączki? TAK / NIE / NIE DOTYCZY
- E. Przebyte schorzenia, aktualne schorzenia, operacje, inne (kiedy?):

(punkty III-VI wypełnia prowadzący badania)

III. TESTY STAWÓW KRZYŻOWO – BIODROWYCH

PRZED

PO

- A. Test wyprzedzania w przód
- B. Test wyprzedzania w tył
- C. Test Derbolowsky'ego
- D. Test przywodzenia
- E. Talerze biodrowe
- F. Poziom PSIS
- G. Poziom ASIS
- H. długość anat. kkd
- I. BLOKADA STAWU:

L

P

L

P

J. Brak blokady = bez zabiegu

IV. PODOMETRIA - (300 kl./30 sek., zapis komputerowy)

V. BADANIE RUCHOMOŚCI KRĘGOSŁUPA

1. Kręgosłup lędźwiowy

	PRZED		PO	
S	p	t	p	t
F	p	l	p	l
T	p	l	p	l

lordoza/kifoza

S – płaszczyzna strzałkowa, F – płaszczyzna czołowa, T – płaszczyzna poprzeczna
p – ruch w prawo/przód, l- lewo, t – tył

VI. POMIAR EMG (zapis komputerowy)

Załącznik nr 3. Informacja dla uczestników

Informacja dla uczestników badania naukowego pt.: “Wpływ mobilizacji stawu krzyżowo-biodrowego na statykę ciała, aktywność bioelektryczną mięśni i parametry funkcjonalne kręgosłupa”

Celem przeprowadzenia eksperymentu badawczego, w którym Państwo uczestniczycie, jest ocena skuteczności zabiegu manipulacji stawów miednicy, wykorzystywanego powszechnie w terapii manualnej i kinezyterapii, czyli leczeniu ruchem. Ocenie będzie podlegała postawa ciała, funkcja mięśni dolnej części ciała i pleców oraz ocena krzywizn i ruchomości kręgosłupa. W badaniu będziecie Państwo poproszeni o wykonanie kilku testów klinicznych prowadzonych przez doświadczonego fizjoterapeutę mgr Michała Posłuszny, pracownika kliniki rehabilitacyjnej, zajmującego się tego typu zabiegami od ponad 7 lat. Wszystkie proponowane badania są nieinwazyjne i bezbólowe:

- pomiar krzywizny kręgosłupa lędźwiowego,
- badanie aktywności bioelektrycznej mięśni (w przypadku owłosienia potrzebne będzie usunięcie włosów w miejscu styku 8 elektrod za pomocą jednorazowej maszynki do golenia, płytki z czujnikiem mocowane są do skóry za pomocą plastra), badanie nie powoduje żadnych nieprzyjemnych wrażeń i jest całkowicie bezpieczne.
- pomiar stabilności posturalnej za pomocą platformy podograficznej. Zostaniecie Państwo poproszeni o stanięcie stopami bez obuwia na platformie wyposażonej w czujniki nacisku i stanie nieruchomo przez 30 sek bez wykonywania zbędnych ruchów.

Badanie wykonywane jest dwukrotnie. Zabieg obejmuje manipulację stawu krzyżowo-biodrowego metodą HVLA. Zabieg wykonuje fizjoterapeuta mgr Michał Posłuszny, pracownik kliniki Kręg-Clinic w Poznaniu, zajmujący się na co dzień tego typu terapią. Do badania i leczenia należy się rozebrać do bielizny. Dla komfortu lepiej zrezygnować z obfitego posiłku przed badaniem.

Warunkiem przeprowadzenia eksperymentu jest zgoda osób biorących w nim udział oraz złożenie stosownych oświadczeń. Korzyści odnoszone przez pacjenta to otrzymanie zabiegu leczniczego, za który nie ponosi on żadnych kosztów.

Udział w badaniu jest nieodpłatny, dobrowolny, w każdej chwili istnieje możliwość odmowy dalszego uczestnictwa w badaniu bez dalszych konsekwencji. Wszelkich dodatkowych informacji udzieli Państwu mgr Michał Posłuszny.

Załącznik nr 4. Zgoda Komisji Bioetycznej



UNIwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

KOMISJA BIOETYCZNA PRZY UNIwersYTECIE MEDYCZNYM
IM. KAROLA MARCINKOWSKIEGO W POZNANIU

Collegium Maius
ul. Fredry 10
61-701Poznań

tel. (+48 61) 854 62 51, 854 60 60
fax. (+48 61) 854 61 07
www.bioetyka.ump.edu.pl

Uchwała nr 63/15

Na podstawie przepisów Ustawy z dnia 5 grudnia 1996 r. o zawodach lekarza i lekarza dentysty (Dz. U. 2011, Nr 277, poz. 1634 z późn. zm.); Rozporządzenia Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 11 maja 1999r. w sprawie szczegółowych zasad powoływania i finansowania oraz trybu działania komisji bioetycznych (Dz. U. Nr 47, poz.480); Ustawy z dnia 6 września 2001r. Prawo farmaceutyczne (Dz. U. z 2004r. Nr 53, poz. 533 z późn. zm.); Rozporządzenia Ministra Finansów z dnia 30 kwietnia 2004r. w sprawie obowiązkowego ubezpieczenia odpowiedzialności cywilnej badacza i sponsora (Dz. U. 2004 nr 101, poz. 1034 z późn. zm.); Rozporządzenia Ministra Finansów z dnia 18 maja 2005r. zmieniające rozporządzenie w sprawie obowiązkowego ubezpieczenia odpowiedzialności cywilnej badacza i sponsora (Dz. U. Nr 101, poz. 845); Rozporządzenia Ministra Zdrowia z dnia 30 kwietnia 2004r. w sprawie sposobu prowadzenia badań klinicznych z udziałem małoletnich (Dz. U. 2004 Nr 104, poz. 1108); Rozporządzenia Ministra Zdrowia z dnia 30 kwietnia 2004r. w sprawie zgłaszania niespodziewanego ciężkiego niepożądanego działania produktu leczniczego (Dz. U. Nr 104, poz. 1107); Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 15 listopada 2010 r. w sprawie wzorów wniosków przedkładanych w związku z badaniem klinicznym, wysokości opłat za złożenie wniosków oraz sprawozdania końcowego z wykonania badania klinicznego (Dz. U. 2010r. nr 222 poz. 1453, z późn. zm.); Ustawy z dnia 20 maja 2010 r. o wyrobach medycznych (Dz. U. 2010r. nr 107 poz. 679, z późn. zm.); Rozporządzenie Ministra Finansów z dnia 6 października 2010 r. w sprawie obowiązkowego ubezpieczenia odpowiedzialności cywilnej sponsora i badacza klinicznego w związku z prowadzeniem badania klinicznego wyrobów (Dz. U. 2010, Nr 194 poz. 1290); Ustawa z dnia 18 marca 2011 r. o Urzędzie Rejestracji Produktów Leczniczych, Wyrobów Medycznych i Produktów Biobójczych (Dz.U. 2011 nr 82 poz. 451); Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 2 maja 2012r. w sprawie Dobrej Praktyki Klinicznej (Dz. U. 2012, Nr 0 poz. 489); Rozporządzenia Ministra Zdrowia z dnia 2 maja 2012r. w sprawie wzorów dokumentów przedkładanych w związku z badaniem klinicznym produktu leczniczego oraz w sprawie wysokości i sposobu uiszczania opłat za złożenie wniosku o rozpoczęcie badania klinicznego (Dz. U. 2012, Nr 0 poz. 491); w oparciu o Deklarację Helsińską - Zasady Etycznego Postępowania w Eksperymentach Medycznych z Udziałem Ludzi.

Komisja Bioetyczna, na posiedzeniu w dniu 08 stycznia 2015 r.

rozpatrzyła wniosek dotyczący prowadzenia badań naukowych.

Kierownik projektu:

dr hab. Paweł Szulc

Miejsce prowadzenia badań:

**Akademia Wychowania Fizycznego w Poznaniu we współpracy z
Prywatną Kliniką Rehabilitacyjną Kręg- Clinic, ul. Strzeszyńska 192,
60-479 Poznań**

Główny badacz: mgr Michał Postuszny


**Członkowie zespołu
badawczego:**

**dr Piotr Bartkowiak
dr Małgorzata Waszak
dr Joanna Boch- Kmiecik
mgr Marta Matusiak**

Temat badań:

**„Wpływ mobilizacji stawu krzyżowo- biodrowego na statykę ciała,
aktywność bioelektryczną mięśni i parametry funkcjonalne kręgosłupa
lędźwiowego”.**

**Komisja wydała uchwałę o pozytywnym zaopiniowaniu tego wniosku
Przewodniczący Komisji**


prof. dr hab. med. Paweł Chęciński

Podpisy członków Komisji Bioetycznej - Dotyczy Uchwały nr ^{63/15} z dnia 08.01.2015r.

prof. dr hab. PAWEŁ CHEĆIŃSKI



prof. dr hab. JANUSZ WIŚNIEWSKI



prof. dr hab. ZYGMUNT ADAMSKI



dr KRYSTYNA BABIAK



dr hab. MACIEJ KRAWCZYŃSKI prof. UM



mgr JOLANTA ŁOJKO-KOŁODZIEJCZAK



mgr KRYSTYNA MALINGER



prof. dr hab. ANDRZEJ MARSZAŁEK



prof. dr hab. MACIEJ OWECKI



prof. dr hab. WOJCIECH SŁUŻEWSKI



prof. dr hab. ROBERT SPACZYŃSKI



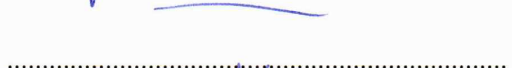
dr med. PIOTR TOMCZAK



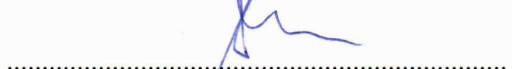
prof. dr hab. JOANNA TWAROWSKA-HAUSER



ks. prof. dr hab. JERZY TROSKA



prof. dr hab. HENRYK WYSOCKI



SKŁAD OSOBOWY KOMISJI BIOETYCZNEJ

z dnia08.01.2015r.

Lp.	Imię i Nazwisko	Specjalność	Miejsce Pracy
1.	Przewodniczący Komisji prof. dr hab. Paweł Chęciński	chirurgia ogólna, naczyniowa i angiologia	Klinika Chirurgii Ogólnej i Naczyniowej oraz Angiologii UM, ZOZ MSWiA ul. Dojazd 34, Poznań
2.	Z-ca Przewodniczącego Komisji prof. dr hab. Janusz Wiśniewski	filozof	Wydział Nauk Politycznych i Dziennikarstwa UAM, ul. Umultowska 89A, Poznań
3.	prof. dr hab. Zygmunt Adamski	dermatologia i wenerologia	Katedra i Klinika Dermatologii UM ul. Przybyszewskiego 49, Poznań
4.	dr Krystyna Babiak	prawnik	Okręgowa Izba Radców Prawnych w Poznaniu, ul. Chwaliszewo 69, Poznań
5.	dr hab. Maciej Krawczyński prof. UM	genetyka kliniczna, okulistyka	Katedra i Zakład Genetyki Medycznej UM ul. Grunwaldzka 55, Poznań
6.	mgr Jolanta Łojko-Kołodziejczak	pielęgniarka	Pielęgniarka Oddziałowa Izby Przyjęć Pediatrii Szpitala Klinicznego im. Karola Jonschera UM w Poznaniu, ul. Szpitalna 27/33, Poznań
7.	mgr Krystyna Malinger	farmaceuta	Apteka Ginekologiczno-Położniczego Szpitala Klinicznego UM, ul. Polna 33, Poznań
8.	prof. dr hab. Andrzej Marszałek	patomorfologia	Zakład Patologii Nowotworów UM ul. Garbary 15, Poznań
9.	prof. dr hab. n. med. Maciej Owecki	choroby wewnętrzne, endokrynologia	Klinika Endokrynologii, Przemiany Materii i Chorób Wewnętrznych UM, ul. Przybyszewskiego 49, Poznań
10.	prof. dr hab. Wojciech Służewski	pediatria, neurologia dziecięca, choroby zakaźne	Klinika Chorób Zakaźnych i Neurologii Dziecięcej UM ul. Szpitalna 27/33, Poznań
11.	prof. dr hab. Robert Spaczyński	ginekologia i położnictwo	Klinika Niepłodności i Endokrynologii Rozrodu UM, ul. Polna 33, 60-535 Poznań
12.	dr med. Piotr Tomczak	onkologia kliniczna, radioterapia	Klinika Onkologii UM, ul. Szamarzewskiego 82/84, Poznań
13.	prof. dr hab. Joanna Twarowska- Hauser	psychiatria	Klinika Psychiatrii Dorosłych, Zakład Genetyki w Psychiatrii UM, ul. Szpitalna 27/33, Poznań
14.	ks. prof. dr hab. Jerzy Troska	teologia, etyka	Wydział Teologiczny UAM, ul. Wieżowa 2/4, Poznań
15.	prof. dr hab. Henryk Wysocki	choroby wewnętrzne, kardiologia	Klinika Intensywnej Terapii Kardiologicznej i Chorób Wewnętrznych UM ul. Przybyszewskiego 49, Poznań

STRESZCZENIE

Manipulacje kręgosłupa są realnym sposobem leczenia bólu LBP, jednak naukowe opinie na temat skuteczności tej terapii są niejednoznaczne, a niekiedy nawet sprzeczne.

Głównym celem niniejszej pracy było określenie wpływu zastosowania metody manipulacyjnego leczenia hipomobilności stawu SI na: zdolność utrzymania równowagi statycznej, wartości kątowe i ruchomość odcinka lędźwiowego kręgosłupa oraz aktywność bioelektryczną wybranych mięśni u osób asymptomatycznych. Realizując cel badań porównano przemieszczanie się rzutu środka nacisku ciała na podłoże (COP), wartości kątowe i ruchomość odcinka lędźwiowego kręgosłupa oraz aktywność bioelektryczną wybranych mięśni w dwóch grupach studentów AWF: eksperymentalnej (30 osób wykazujących hipomobilność stawu SI) i kontrolnej (29 osób bez objawów hipomobilności stawów). Hipomobilność stawu SI stwierdzono wykonując następujące testy ruchomości stawów SI: test wyprzedzania w przód, test wyprzedzania w tył, test objawu Derbolowsky'ego, test przywiedzenia kończyny dolnej oraz palpację PSIS w ograniczonym obwodzeniu stawu biodrowego. Zabieg manipulacji HVLA przeprowadzono w grupie eksperymentalnej, a w grupie kontrolnej - zabieg placebo. Badanie każdego uczestnika polegało na wykonaniu pomiarów podometrycznych, goniometrycznych i elektromiograficznych dwukrotnie: przed procedurą manipulacji SIJ w grupie eksperymentalnej lub przed zabiegiem placebo w grupie kontrolnej i w obu grupach po zabiegu (pomiarzy PRE i POST).

Pomiar wartości parametrów podometrycznych (wychylenie COP w osi X i Y, długość i pole drogi przebytej przez COP oraz średnia prędkość COP) odbywał się przy wykorzystaniu platformy PEL 38 firmy Medicauteurs z oprogramowaniem TWINN w systemie Windows. Do badania wartości kątowych krzywizny kręgosłupa lędźwiowego oraz zakresu ruchów (zgięcie w przód i w tył, zgięcie w bok prawy i lewy, rotacja w stronę prawą i lewą) wykorzystano elektrogoniometr tensometryczny firmy Penny & Giles. Natomiast w celu zbadania aktywności bioelektrycznej wybranych mięśni (m. dwugłowy uda, m. naprężacz powięzi szerokiej, m. wielodzielny i m. płaszczkowaty) wykorzystano 8-kanałowy elektromiograf DataLog® firmy Biometrics Ltd., Gwent, UK, z oprogramowaniem Biometrics DataLog w wersji 7.50.

Zebrane dane zostały poddane analizie statystycznej w programie Statistica w wersji 13. Normalność rozkładu wszystkich mierzonych zmiennych w obu grupach sprawdzono testami Kołmogorova-Smirnova, Lillieforsa i Shapiro-Wilka. Przeprowadzono również analizę wariancji z powtarzanymi pomiarami oraz szereg porównań testem t-Studenta dla prób zależnych i niezależnych, aby zbadać wpływ zabiegu manipulacji na zmienne ilościowe.

W niektórych przypadkach dla cech, których rozkład odbiegał od normalnego, zastosowano nieparametryczny test Manna-Whitney'a dla par niezależnych lub test Wilcozona dla par zależnych. Wykorzystano także miary siły efektu: d Cohena i η^2 kwadrat cząstkowe.

Istotnie większe wartości parametrów podometrycznych takich jak: droga przebycia COP ($p=0,010$), pole drogi przebycia COP ($p=0,047$) i średnia prędkość COP ($p=0,013$) w grupie eksperymentalnej przed zabiegiem manipulacji SIJ, świadczące o deficycie kontroli równowagi w porównaniu do grupy kontrolnej, po zastosowaniu manipulacji HVLA uległy zmniejszeniu i nie różniły się już istotnie od grupy kontrolnej.

Wyniki przeprowadzonych badań wskazują na wybiórczy wpływ manipulacji SIJ na wartości kątowe zakresów ruchów lędźwiowego odcinka kręgosłupa. Wartości kątowe zgięcia do tyłu oraz lordozy lędźwiowej były przed wykonaniem zabiegu manipulacji większe w grupie eksperymentalnej niż w grupie kontrolnej, a po wykonanej manipulacji uległy zmniejszeniu i zbliżyły się do wartości prezentowanych przez grupę kontrolną. Natomiast wartości kątowe rotacji w lewo po manipulacji w grupie eksperymentalnej uległy zwiększeniu, co w efekcie również zmniejszyło różnicę w stosunku do grupy kontrolnej.

Przeprowadzone analizy wskazują na zmiany zarówno w kierunku zmniejszania jak i zwiększania się aktywności bioelektrycznej badanych mięśni w grupie eksperymentalnej. Istotne zmiany zaobserwowano dla prawego mięśnia dwugłowego uda, lewego naprężacza powięzi szerokiej oraz prawego mięśnia wielodzielnego.

W niniejszych badaniach zaobserwowano, że strona zabiegu HVLA może mieć silniejszy wpływ na mięśnie zlokalizowane po stronie manipulowanej. W przeprowadzonych badaniach najbardziej wrażliwy na stronę manipulacji był prawy mięsień dwugłowy uda. Istotne zmiany jego aktywności bioelektrycznej zaobserwowano po manipulacji prawostronnej i obustronnej. W zależności od strony zabiegu (manipulacja prawostronna, lewostronna i obustronna) uzyskano również istotne zmiany wartości kątowych zginania do tyłu, rotacji w lewo oraz lordozy lędźwiowej (największe dotyczyły manipulacji obustronnej). Wyniki przeprowadzonego badania pozwalają wyciągnąć wniosek, że w efekcie manipulacji HVLA stawu SI nastąpiła normalizacja parametrów dotyczących statyki ciała, restytucja optymalnej ruchomości w lędźwiowym odcinku kręgosłupa oraz wybiórcza regulacja (stymulacja i hamowanie) aktywności większości wybranych mięśni. Z tego względu można wskazać manipulację HVLA jako tanią, szybką i skuteczną metodę terapeutyczną w pierwszym etapie leczenia dysfunkcji SIJs, jeszcze przed pojawieniem się objawów bólowych. W badaniach nad skutecznością manipulacji stawu SI ważne jest wyróżnienie strony manipulowanej, ponieważ zaobserwowano jej wpływ na efekt zabiegu.

SUMMARY

Spinal manipulation is a viable treatment for LBP, but scientific evidence on effectiveness of this therapy is inconclusive and sometimes even contradictory.

The main aim of this study was to determine the effect of the manipulation treatment of SI joint hypomobility on the ability to maintain static balance, angular values and mobility of the lumbar spine and the bioelectric activity of selected muscles in asymptomatic individuals. In order to achieve the aim of the research, the movement of the center of pressure (COP), the angular values and mobility of the lumbar spine and the bioelectrical activity of selected muscles in two groups of AWF students were compared: the experimental group (30 subjects showing hypomobility of the SI joint) and the control group (29 subjects without symptoms of joint hypomobility). The SI joint hypomobility was found by performing the following SI joint mobility tests: the standing forward flexion test, the single leg stand test, the long sitting test, the lower limb abduction test, and the PSIS palpation in the limited circumference of the hip joint. The HVLA manipulation was performed in the experimental group, whilst the control group received a sham treatment. The examination of each participant consisted of taking podometric, goniometric and electromyographic measurements twice: before the SIJs manipulation procedure in the experimental group or before the sham treatment in the control group and in both groups after the procedure (PRE and POST measurements).

The measurement of the values of podometric parameters (deflection of the COP in the X and Y axes, pathway and area of the COP pathway and the average COP speed) was performed using the Medicapteurs PEL 38 platform with the TWINN software in Windows system. The Penny & Giles tensiometric electrogoniometer was utilized to measure the angular values of the curvature of the lumbar spine and the range of motion (forward and backward flexion, right and left side flexion, right and left rotation). Whereas, in order to test the bioelectrical activity of selected muscles (biceps femoris m., tensor fasciae latae m., multifidus m. and gastrocnemius m.) the 8-channel DataLog® electromyograph from Biometrics Ltd., Gwent, UK, with a Biometrics DataLog software version 7.50.

The collected data was statistically analyzed in the Statistica program version 13. The normality of distribution of all measured samples in both groups was verified by the Kolmogorov-Smirnov, Lilliefors and Shapiro-Wilk tests. An analysis of variance with repeated measures and a series of t-test comparisons for dependent and independent samples were also performed to investigate the effect of the manipulation treatment on quantitative variables.

In some cases, the non-parametric Mann-Whitney test for independent pairs or Wilcoxon's test for dependent pairs was used for the variables which distribution deviated from the normal. The measures of the strength of the effects were also used: Cohen's d and partial eta-squared.

Significantly higher values of podometric parameters such as: COP pathway ($p=0,010$), COP pathway area ($p=0,047$) and average COP speed ($p=0,013$) in the experimental group before the SIJ manipulation, testifying of the deficit in equilibrium control compared to the control group, decreased after the HVLA manipulation and they did not differ significantly from the control group.

The results of the conducted research indicate a selective influence of SIJ manipulation on the angular values of the ranges of movements of the lumbar spine. The angular values of backward flexion and lumbar lordosis were higher in the experimental group than in the control group before the manipulation, and decreased after the manipulation as they came close to the values presented by the control group. Whereas, the angular values of the left rotation after manipulation in the experimental group increased, which consequently also decreased the difference in relation to the control group.

The conducted analysis revealed changes in the direction of reduction and the increased bioelectrical activity of the studied muscles in the experimental group. Significant changes were observed for the right biceps femoris muscle, the left tensor fasciae latae muscle and the right multifidus muscle.

In the present study, it was observed that the HVLA side may have a stronger effect on the muscles located on the manipulated side. In the conducted research, the right biceps femoris muscle was the most sensitive on the manipulation side. Significant changes in its bioelectrical activity were observed after the right-sided and the bilateral manipulation. Depending on the side of the procedure (right-sided, left-sided and bilateral manipulation), significant changes in the angular values of backward flexion, left rotation and lumbar lordosis were also recorded (the largest ones related to bilateral manipulation). The results of the study allow to conclude that as a result of the HVLA manipulation of the SI joint, the parameters of the body statics were normalized, the optimal mobility in the lumbar spine and selective regulation (stimulation and inhibiting) of the activity of most selected muscles occurred. Consequently, the HVLA manipulation can be recommended as an affordable, fast-acting and effective therapeutic method in the first stage of treatment of SIJs dysfunction, even before the pain symptoms appear. In research on the effectiveness of the manipulation of the SI joint, it is important to distinguish the manipulated side because its influence on the treatment effect was observed.