

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO  
IM. JERZEGO KUKUCZKI W KATOWICACH

WYDZIAŁ FIZJOTERAPII

JACEK MAŁECKI

ULTRASONOGRAFICZNA OCENA MORFOLOGII  
MIĘŚNI BOCZNEJ ŚCIANY BRZUCHA U OSÓB  
DOROSŁYCH Z NIESWOISTYMI DOLEGLIWOŚCIAMI  
BÓLOWYMI DOLNEJ CZĘŚCI KRĘGOSŁUPA

Rozprawa na stopień doktora nauk o kulturze fizycznej

Promotor:

prof. dr hab. Edward Saulicz

Katedra Kinezyterapii

i Metod Specjalnych Fizjoterapii

AWF Katowice

KATOWICE 2019

## Spis treści

<b>Wykaz skrótów zastosowanych w tekście rozprawy</b> .....	III
<i>Wstęp</i> .....	VII
<b>Rozdział 1. Nieswoiste dolegliwości bólowe dolnej części kręgosłupa</b> .....	1
<i>Wprowadzenie</i> .....	1
1.1. Definicja nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa.....	2
1.2. Epidemiologia dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa.....	7
<b>Rozdział 2. Rola mięśni brzucha w patogenezie, profilaktyce i leczeniu nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa</b> .....	14
<i>Wprowadzenie</i> .....	14
2.1. Niestabilność kliniczna kręgosłupa a nieswoiste bóle krzyża.....	15
2.1.1. Definicja niestabilności klinicznej.....	15
2.1.2. Podukłady stabilizacji kręgosłupa według Panjabi’ego.....	17
2.1.3. Pojęcie strefy neutralnej.....	19
2.1.4. Mięśnie stabilizujące i ruchowe według Bergmark’a.....	22
2.2. Mięśnie stabilizujące dolny odcinek kręgosłupa.....	23
2.2.1. Uwarunkowania anatomiczne mięśni brzucha oraz ich biomechaniczne implikacje.....	24
2.2.2. Neurologiczna kontrola aktywności mięśni brzucha.....	27
2.2.2.1. Fizjologiczna aktywność mięśni brzucha.....	28
2.2.2.2. Alteracje fizjologicznej aktywności mięśni brzucha i ich podłoże.....	29
<b>Rozdział 3. Ultrasonograficzna ocena mięśni okolicy bocznej brzucha</b> .....	32
<i>Wprowadzenie</i> .....	32
3.1. Ultrasonografia dla potrzeb fizjoterapii.....	33
3.2. Ultrasonografia w ocenie aktywności mięśni brzucha.....	35
<b>Rozdział 4. Cel i założenia rozprawy</b> .....	38

<b>Rozdział 5. Materiał i metody badań</b> .....	41
5.1. Charakterystyka materiału badawczego.....	41
5.2. Metodyka badań.....	43
5.2.1. Badania ankietowe.....	44
5.2.2. Metodyka badań ultrasonograficznych.....	46
5.2.3. Statystyczne opracowanie wyników badań.....	48
<b>Rozdział 6. Wyniki</b> .....	50
6.1. Statystyki opisowe i porównawcze.....	50
6.2. Analiza zależności pomiędzy grubością mięśni brzucha a występowaniem nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa.....	57
6.2.1. Wyniki regresji wielorakiej.....	57
6.2.2. Wyniki regresji logistycznej.....	65
6.3. Wyniki oceny różnic międzygrupowych w badaniu zmian grubości mięśni okolicy bocznej brzucha.....	84
6.4. Ocena symetrii grubości mięśni brzucha w grupie asymptomatycznej oraz z NDBK.....	90
6.5. Ocena związku wieku badanych z grubością mięśni okolicy bocznej brzucha.....	98
6.6. Porównanie grubości mięśni okolicy bocznej brzucha w różnych pozycjach ciała.....	101
<b>Rozdział 7. Dyskusja</b> .....	121
<b>Rozdział 8. Wnioski</b> .....	147
<b>Streszczenie rozprawy w języku angielskim</b> .....	149
<b>Piśmiennictwo</b> .....	151
<b>Spis rycin</b> .....	172
<b>Spis tabel</b> .....	175
<i>Aneks</i> .....	180

## Wykaz skrótów zastosowanych w tekście rozprawy

NDBK – nieswoiste dolegliwości bólowe dolnej części kręgosłupa

USG – ultrasonografia, ultrasonograficzny

VAS – analogowa, wzrokowa skala oceny bólu (ang. *visual analogue scale*)

ASLR – test czynnego uniesienia wyprostowanej kończyny dolnej (ang. *active straight leg raise*)

MODI – zmodyfikowany indeks Oswestry (Modified Oswestry Disability Index)

HFAQ – kwestionariusz hanowerski (Hannover Functional Ability Questionnaire)

ANOVA – jednoczynnikowa analiza wariancji (ang. *analysis of variance*)

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

## ***Podziękowania***

*Rozpoczęcie, a zatem i ukończenie prac nad niniejszą rozprawą doktorską byłoby bardzo trudne bez pomocy życzliwych osób oraz ich krytycznych uwag, motywujących słów i gestów.*

*Pragnę podziękować Panu profesorowi Edwardowi Sauliczowi za wieloletnią opiekę naukową, poświęcony czas i zainteresowanie, wyrozumiałość, cierpliwość oraz za ojcowskie przyjmowanie kolejnych powrotów „syna marnotrawnego”.*

*Za pomoc w realizacji badań ultrasonograficznych dziękuję zespołowi naukowemu Akademii Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach, który współtworzyli:*

- prof. dr hab. Edward Saulicz*
- dr Mariola Saulicz*
- dr hab. Paweł Linek*
- dr hab. Andrzej Myśliwiec*
- dr hab. Tomasz Wolny*

*Za uzmysłowienie mi zakresu mojej niekompetencji w materii analiz statystycznych, a jednocześnie za sprowokowanie naukowej ciekawości winien jestem ukłony Panu mgr inż. Eugeniuszowi Janikowskiemu.*

*Jestem wdzięczny Koledze Łukaszowi Sejbothowi, magistrowi fizjoterapii za wzór nienagannej postawy i pasji zawodowej, za pierwsze wyjaśnienia i manipulacje stawów międzywyrostkowych kręgosłupa, rozbudzające fizjoterapeutyczne zamiłowanie oraz za nieocenioną pomoc w stworzeniu bibliograficznego fundamentu poniższej dysertacji.*

*Pomiarów grubości mięśni brzucha dokonano za zgodą ich właścicieli, dlatego dziękuję wszystkim uczestnikom przeprowadzonych obserwacji za cierpliwość, czas i gotowość bezinteresownego zaangażowania dla potrzeb nauki.*

*Moim Najbliższym i Rodzinie – w szczególności żonie z rodzicami, dzieciom oraz bratu z rodziną dziękuję za miłość, inspirację, wiarę w moje możliwości oraz za samoświadomość sensu podejmowanych działań.*

*Dziękuję Pracodawcom i przełożonym – zwłaszcza Pani magister Dorocie Engler-Dudek – za pierwsze szlify zawodowe, ale i życiowe oraz Pani Małgorzacie Winczowskiej – za stworzenie ponadprzeciętnych warunków doskonalenia klinicznego, badawczego i edukacyjnego.*

*Szczególne podziękowania składam Panu magistrowi Waldemarowi Dudek za kształtowanie poczucia odpowiedzialności i dbałość o kondycję mojego kręgosłupa moralnego, a nade wszystko za ojcowskie wychowanie i wieloletnią współpracę na niwie artystyczno-sportowej.*

*Chciałbym wyrazić wdzięczność Przyjaciółom w Polsce i po drugiej stronie Atlantyku za ich obecność nie tylko w chwilach sukcesów i za gotowość pomocy.*

*Moim pacjentom, współpracownikom i sąsiadom oraz innym, którzy okazali i wciąż okazują swoją przychylność i serce – dziękuję.*

*Personelowi czytelnicy czasopism Akademii Techniczno – Humanistycznej w Bielsku-Białej jestem wdzięczny za sposobność podejmowania wysiłku intelektualnego w sprzyjającej, akademickiej atmosferze, tudzież za ciepłe słowo i uśmiech.*

*Za nieustanne wsparcie na wszystkich etapach edukacji, wskazywanie zawsze właściwych ścieżek na życiowych rozdrożach, za miłość mądrą i rozwijającą, a także za silne przekonanie o przewadze uczciwości, pracowitości i wzajemnej życzliwości w osobistych dążeniach dziękuję pierwszemu i najważniejszemu Nauczycielowi w moim życiu – Mamie.*

*Niniejszą rozprawę doktorską, wysiłek  
i czas poświęcony na jej zredagowanie  
dedykuję mojej najdroższej żonie*

*– Aleksandrze*

## Wstęp

W większości krajów świata, ból dolnej części kręgosłupa wymieniany jest wśród najczęstszych przyczyn niepełnosprawności, obok ciężkiej depresji, anemii na tle hypoferremii, bólu szyi, przewlekłej obturacyjnej choroby płuc, innych zaburzeń mięśniowo-szkieletowych, migreny oraz cukrzycy. Istnieją podstawy, by przypuszczać, że ból kręgosłupa towarzyszy człowiekowi od zarania jego dziejów, a przynajmniej od czasów poprzedzających powstanie papirusu Edwina Smitha i Psalmu 38, które stanowią najstarsze znane, pisemnie udokumentowane przypadki bólu kręgosłupa (liczą sobie odpowiednio: 4500-5000 lat oraz 2300-3200 lat, przy czym w drugim z podanych źródeł znane są nawet personalia „pacjenta”, którym mógł być starotestamentalny król Dawid) (rycina I). Pomimo upływu wielu stuleci i niewątpliwego postępu, jaki się dokonał w poszczególnych dyscyplinach naukowych, nie jesteśmy w stanie precyzyjnie ustalić źródła objawów w zdecydowanej większości przypadków bólu dolnej części kręgosłupa. Zostały one ujęte pod wspólną, enigmatycznie brzmiącą nazwą „nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa”.

W niniejszej rozprawie naukowej, dysertant usiłuje rozstrzygnąć o roli mięśni okolicy bocznej brzucha w powstawaniu dolegliwości nieswoistych lędźwiowego odcinka kręgosłupa. W tym celu podjął stosowne badania, które dzięki wykorzystaniu obrazowania ultrasonograficznego w czasie rzeczywistym pozwoliły wyodrębnić te cechy mięśni skośnych brzucha: zewnętrznego i wewnętrznego oraz mięśnia poprzecznego brzucha, które odróżniają osoby dorosłe z dolegliwościami nieswoistymi w odcinku lędźwiowym od badanych bez podobnych objawów.

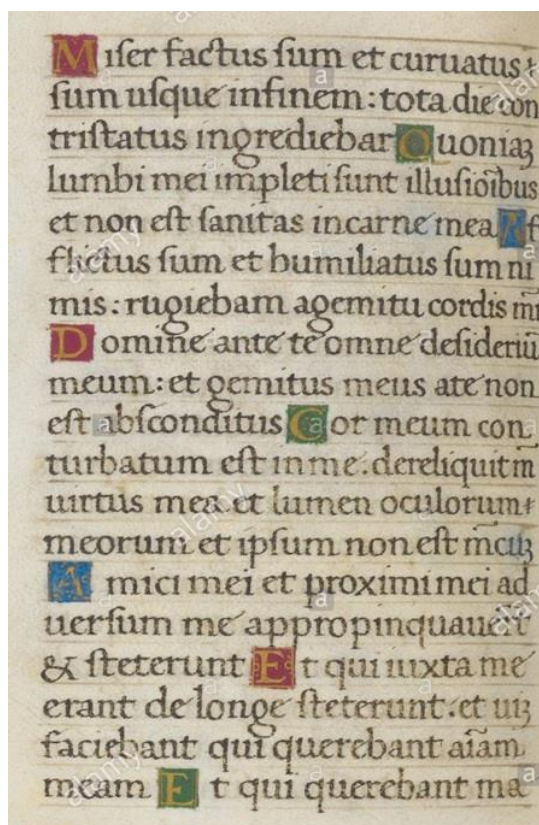
Dwie początkowe części pracy, składające się na jej pierwszy rozdział, koncentrują uwagę Czytelnika na niuansach definicji dolegliwości nieswoistych dolnej części kręgosłupa oraz na epidemiologicznych meandrach tegoż problemu zdrowotnego. Rozdział drugi uzasadnia zogniskowanie uwagi autora na mięśniach brzucha w patogenezie bólów nieswoistych; porusza także niektóre zagadnienia neurofizjologii bólu kręgosłupa. Po nim następuje rozdział zaznajamiający z coraz powszechniej spotykanym obrazowaniem ultrasonograficznym w fizjoterapii, szczególnie w odniesieniu do pomiarów grubości mięśni powłok brzucha. Dalsze rozdziały współtworzą część empiryczną dysertacji.



Doprecyzowują cel zrealizowanych badań, wyjaśniają ich przebieg oraz relacjonują wyniki przeprowadzonych analiz statystycznych. W celu zachowania przejrzystości i spójności opisów, część tabel i rycin dotyczących opisywanych wyników umieszczono w aneksie na końcu rozprawy. W rozdziałach zamykających rozprawę skonfrontowano uzyskane wyniki z istniejącymi już opracowaniami naukowymi i sformułowano wnioski końcowe.

Autor dołożył starań, aby studium dysertacji podyktowane ciekawością bądź koniecznością nie nadwyreżało percepcji Czytających, dlatego kluczowe informacje ujęto w atrakcyjnych graficznie rycinach i wykresach.

Jeżeli treści zawarte na dalszych stronach ułatwią klinicyście: fizjoterapeucie lub lekarzowi wybór najskuteczniejszej formy leczenia – cel pracy zostanie osiągnięty. Autor żywi nadzieję, że lektura niniejszej pracy doktorskiej zainteresuje również Czytelnika spoza kręgów medycznych, któremu nie jest obcy problem zwykłego bólu kręgosłupa.



Ryc. I. Fragment papyrusu Edwina Smitha oraz Psalmu 38, traktujące o bólu kręgosłupa lędźwiowego

## **Rozdział 1.**

### **Nieswoiste dolegliwości bólowe dolnej części kręgosłupa**

#### **Wprowadzenie**

Szacuje się, że odsetek osób, które przynajmniej raz w ciągu swojego życia doświadczą bólu dolnej części kręgosłupa, przekracza 80% (Airaksinen i wsp. 2006; Balagué i wsp. 2012). Pomimo tak znacznego rozpowszechnienia problemu, postawienie precyzyjnej diagnozy oraz zaordynowanie adekwatnego leczenia nie jest możliwe w zdecydowanej większości przypadków bólu krzyża. Dolegliwości kręgosłupa o nieustalonym pochodzeniu przyjęto w sposób zbiorczy określać jako „nieswoiste” (ang. *non-specific*), choć należy zaznaczyć, że jest to grupa niejednorodna, obejmująca pacjentów o różnych objawach i różnie reagujących na terapię (Kent i wsp. 2004).

Lektura opracowań traktujących o długiej historii pospolitych lędźwiobólów dostarcza interesujących danych o poglądach na przyczyny tej przypadłości. Powszechnie dzisiaj wiązanie dolegliwości kręgosłupa z jego zmianami „degeneracyjnymi” prawdopodobnie można przypisać rozwojowi technik obrazowania oraz obserwacjom, które w pierwszej połowie ubiegłego wieku doprowadziły jednego z uznanych amerykańskich badaczy do konkluzji: „Ubytki krążków międzykręgowych stanowią najczęstszą przyczynę bólu dolnej części kręgosłupa” (Key 1945). W wielu krajach – także w Polsce – wykonanie radiogramu, tomografii komputerowej, a czasami rezonansu magnetycznego kręgosłupa jest obecnie standardową procedurą diagnostyczną, stosowaną przez specjalistów w celu ustalenia przyczyn bólów krzyża. W zależności od nasilenia objawów pacjenta i czasu ich trwania oraz rezultatu badania obrazowego, podejmowana jest decyzja o rozpoczęciu leczenia zachowawczego, chirurgicznego, farmakoterapii, fizjoterapii lub innym sposobie obniżenia bólu.

Niestety, obrazowanie kręgosłupa w przypadku dolegliwości nieswoistych najczęściej nie wyjaśnia mechanizmu powstawania bólu, o czym mogą świadczyć badania na grupach osób asymptomatycznych (Endean i wsp. 2011). Bieżące obserwacje

potwierdzają niską wartość diagnostyczną, prognostyczną i różnicującą badań obrazowych kręgosłupa w przypadku zwykłych bólów krzyża (Endean i wsp. 2011; Boos i wsp. 1998; Borenstein i wsp. 2001). Co więcej, nadużywanie tychże badań jest kosztowne i zwiększa ryzyko wystąpienia komplikacji o charakterze jatrogennym (Breslau i wsp. 2001; Chou i wsp. 2009; Webster i wsp. 2013). Niepokojącym zjawiskiem jest także efekt kaskady, który w kontekście opieki zdrowotnej można zdefiniować jako ciąg zdarzeń zapoczątkowanych przez niepotrzebne badanie, jego nieoczekiwany rezultat i strach pacjenta bądź specjalisty. Pierwsze zdarzenia skutkują dalszymi niewskazanymi badaniami lub niewłaściwym leczeniem, zwiększając zachorowalność i eskalując działania niepożądane (Deyo 2002). W odniesieniu do bólu dolnej części kręgosłupa, efekt kaskady w sytuacji nieuzasadnionego badania rezonansem magnetycznym wiąże się również z długofalowymi konsekwencjami ekonomicznymi. Leczenie osób nieobjętych podobną diagnostyką pozwala wydatnie obniżyć koszty opieki zdrowotnej w kolejnych dwunastu miesiącach od wystąpienia dolegliwości (Webster i wsp. 2014).

### **1.1. Definicja nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa**

Pojęcie bólu kręgosłupa jest obszerne znaczeniowo i odnosi się do dolegliwości o różnorodnej etiologii i zmiennym czasie trwania. Jakkolwiek, nie jest to jednostka chorobowa, czy też diagnoza *sensu stricto*, a raczej objaw bądź zespół objawów o ustalonej lokalizacji anatomicznej (Ehrlich 2003). W przeciwieństwie do właściwej choroby, etiologia problemu bólów krzyża nie jest jasna, co nie oznacza, że dolegliwość występuje bez powodu. Objawy bywają podobne u różnych osób i reagują na leczenie w sposób możliwy do przewidzenia. Zgodnie zatem z paradygmatem medycznym, ból kręgosłupa jest syndromem i według niektórych autorów, jako syndrom należy go rozpatrywać (Hall i wsp. 2009; Hall 2014). Jeśli sensacje bólowe umiejscawiają się poniżej linii dwunastych żeber i powyżej bruzd pośladkowych, należy mówić o bólu dolnej części kręgosłupa, a odczucia mogą promieniować również do kończyny dolnej (Airaksinen 2006).

Z uwagi na czas trwania dolegliwości, ból dolnej części kręgosłupa dzieli się na:

- ostry, trwający mniej niż 6 tygodni,
- podostry, jeśli objawy utrzymują się od 6 do 12 tygodni oraz
- przewlekły, trwający dłużej niż 12 tygodni (Frymoyer 1988).

W przypadku nawracającego bólu kręgosłupa, kolejne epizody bólowe poprzedzone są okresami bezbólowymi, trwającymi 6 miesięcy lub dłużej. Do dolegliwości nawracających nie zalicza się zaostrzeń przewlekłego bólu kręgosłupa (van Tulder i wsp. 2006).

Kryterium czasu trwania dolegliwości nie jest jedynym w odniesieniu do problemów kręgosłupowych. Istotnymi determinantami definicji bólu kręgosłupa mogą być:

- ramy czasowe (np. okres ostatnich 4 tygodni)
- lokalizacja objawów
- obecność promieniowania do kończyny dolnej
- kryteria wyłączenia – np. wykluczenie bólu związanego z ostrą infekcją lub menstruacją
- częstotliwość objawów w zakresie ustalonych wcześniej ram czasowych (codziennie, czasami, itp.)
- czas trwania problemu
- nasilenie bólu (określane za pomocą skal bólu) (Dionne i wsp. 2008).

Części spośród wszystkich dolegliwości bólowych dolnego odcinka kręgosłupa przypisuje się ściśle określone podłoże. Są to dolegliwości swoiste, w wyodrębnieniu których wykorzystuje się triaż diagnostyczny (franc. *triage* – segregowanie, sortowanie), zaproponowany przez Gordona Waddella (2004). Zgodnie z triażem, wyróżnia się trzy grupy pacjentów z bólem dolnej części kręgosłupa, z których dwie (wymienione jako pierwsze) odnoszą się do dolegliwości swoistych:

1. Pacjenci z zespołem korzeniowym (często na skutek przepukliny jądra miazdzystego krążka międzykręgowego lub stenozy otworów międzykręgowych) – około 5% chorych z bólem krzyża.
2. Osoby z podejrzeniem poważnej patologii kręgosłupa („czerwone flagi”, jak na przykład złamania kręgów, guzy lub infekcje kręgosłupa czy zespół ogona końskiego) – około 1-2% cierpiących na dolegliwości bólowe kręgosłupa.

3. Chorzy z nieswoistymi dolegliwościami bólowymi – około 85-95% przypadków bólu dolnej części kręgosłupa (Wadell 2005).

Międzynarodowe wytyczne dotyczące postępowania w przypadku bólu kręgosłupa są zgodne co do wysokiej przydatności triażu diagnostycznego w praktyce klinicznej (Airaksinen i wsp. 2006; Ehrlich 2003; Royal College of General Practitioners 1999; Koes i wsp. 2001). Wykluczenie poważnych chorób kręgosłupa, jako pierwszy etap segregacji pacjentów oraz – w dalszej kolejności – ustalenie obecności zespołu korzeniowego, pozwalają sprawnie zakategoryzować chorych z zachowaniem komplementarności wobec definicji poszczególnych dolegliwości. Warto atoli zwrócić uwagę także na pewne niuanse triażu, który w odniesieniu do punktu 2. dąży do wyodrębnienia pacjentów, u których można podejrzewać poważne patologie kręgosłupa. Pomocne w tym procesie mają być tak zwane „czerwone flagi”, czyli objawy podmiotowe lub przedmiotowe, które powinny budzić podejrzenie możliwości wystąpienia poważnej patologii kręgosłupa (Rubinstein i wsp. 2008; Bolechowski 1982). Henschke i wsp. (2009) zaproponowali zestaw 25 sytuacji alarmujących, które odpowiadają najczęstszym z poważnych chorób kręgosłupa (tabela 1). Jednocześnie zauważyli, że ponad 80% pacjentów zgłaszających się do podstawowej opieki zdrowotnej z ostrymi problemami dolnej części kręgosłupa cechuje się obecnością co najmniej jednej z wymienionych „czerwonych flag”, choć rzeczywisty odsetek pacjentów z groźnymi zmianami wyniósł niespełna 1%. Należy zaznaczyć, że pomimo tak znacznego przeszacowania poważnej choroby kręgosłupa wśród badanych, posługiwanie się pełnym zestawem „czerwonych flag” w praktyce klinicznej ogranicza prawdopodobieństwo przeoczenia tychże patologii do minimum (Chou i wsp. 2009).

**Tabela 1. Tzw. „czerwone flagi”, odpowiadające poważnym patologiom kręgosłupa**

Lp.	Czerwona flaga	Nowotwór	Infekcja kręgosłupa	Złamanie kręgosłupa	Choroba zapalna	Zespół ogona końskiego	Inne
1.	Pierwsze dolegliwości przed 20 lub powyżej 55 roku życia						
2.	Stopniowe narastanie problemu przed 40 rokiem życia						
3.	Wiek powyżej 70 lat						
4.	Nieuzasadniony spadek masy ciała (powyżej 5 kg w ciągu 6 m-cy)						
5.	Przebyta choroba nowotworowa						
6.	Odpoczynek w pozycji leżącej nie przynosi ulgi						
7.	Bezobjawowy początek choroby						
8.	Dolegliwości wieloukładowe						
9.	Ból stały, postępujący i niemechaniczny						
10.	Niedawna infekcja bakteryjna, np. skóry lub dróg moczowych						
11.	Długotrwałe lub nadmierne przyjmowanie leków dożylnie						
12.	Posterydowa immunosupresja, obecność przeszczepu lub HIV						
13.	Znaczący uraz (silny u osób młodych, mniejszy u starszych)						
14.	Przewlekłe zażywanie kortykosterydów						
15.	Poranna sztywność grzbietu, trwająca 0,5 h lub dłużej						
16.	Problemy również ze stawami obwodowymi						
17.	Stałe ograniczenie ruchów kręgosłupa we wszystkich kierunkach						
18.	Zapalenie tęczówki, łuszczyca, zapalenie jelita, wydzielina z cewki moczowej						
19.	Choroba zwyrodnieniowa stawów lub osteoporoza w wywiadzie rodzinnym						
20.	Ból nasilający się podczas ćwiczeń						
21.	Nagłe zatrzymanie moczu lub nietrzymanie z przepełnienia						
22.	Spadek napięcia zwieracza odbytu lub nietrzymanie kału						
23.	Zaburzenia czucia w okolicy odbytu, krocza lub genitaliów						
24.	Rozległe (powyżej 1 korzenia nerwowego) lub postępujące osłabienie kończyn dolnych lub zaburzenia chodu						
25.	Poziom unerwienia (zmienione odczucia poniżej tułowia)						

W literaturze fachowej, nieswoiste dolegliwości bólowe dolnej części kręgosłupa (ang. *non-specific low back pain*) definiuje się jako ból dolnej części kręgosłupa, któremu nie można przypisać żadnej znanej i specyficznej patologii (takiej jak infekcja, guz, osteoporoza, choroba Bechterewa, złamanie, deformacja strukturalna, proces zapalny,

zespól korzeniowy lub zespól ogona końskiego) (Balagué i wsp. 2012; Burton i wsp. 2006; Koes i wsp. 2006; Deyo i wsp. 2001). Jednakże jest to wyjaśnienie tautologiczne, obciążone pomyłką błędnego koła w definiowaniu (Ziemiński 2005). Ponadto nie uwzględnia negatywnych odczuć innych niż ból. Dlatego też korzystniejszą propozycją wydaje się następująca eksplikacja własna:

**Nieswoiste dolegliwości bólowe dolnej części kręgosłupa oznaczają wszelkie nieprzyjemne odczucia występujące pomiędzy linią dwunastych żeber a bruzdami pośladkowymi, z promieniowaniem do kończyny dolnej lub nie, którym nie można przypisać żadnej precyzyjnej diagnozy patoanatomicznej.**

Dolegliwości te określane są również jako zwykły (ang. *common or simple*) ból krzyża, w odróżnieniu od mniej rozpowszechnionych, swoistych (ang. *specific*) problemów kręgosłupa (Burton i wsp. 2006).

W świetle obecnej wiedzy medycznej, nie ma pewności co do źródła dyskomfortu w przypadku nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa, aczkolwiek rozpatruje się różnorodne możliwości pochodzenia objawów (Wadell 2005; Balagué i wsp. 2012; Atkinson 2004). Dolegliwości mogą generować struktury posiadające unerwienie czuciowe, takie jak krążek międzykręgowy (a dokładniej zewnętrzne warstwy pierścienia włóknistego) (Vanharanta i wsp. 1987; Videman i wsp. 2004), więzadła kręgosłupa (Feinstein i wsp. 1954; Kellgren 1939), stawy międzywyrostkowe (Fukui i wsp. 1997; McCall i wsp. 1979; Mooney i wsp. 1976), mięśnie grzbietu (Kellgren 1938), stawy krzyżowo-biodrowe (Fortin i wsp. 1994), czy też opona twarda rdzenia kręgowego (El Mahdi i wsp. 1981; Smyth i wsp. 1959). Należy także uwzględnić możliwość wystąpienia bólu rzutowanego, jako konsekwencji chorób narządów wewnętrznych lub nieprawidłowości innych struktur otrzymujących unerwienie z lędźwiowych i krzyżowych segmentów kręgosłupa (Balagué i wsp. 2012; Murphy i wsp. 2007; Weiss i wsp. 1998; Troyer 2007). Interesującym wyjaśnieniem dolegliwości kręgosłupa mogą być także uwarunkowania psychospołeczne (Ramond i wsp. 2011), a także ból pochodzenia ośrodkowego (Wand i wsp. 2008).

W niniejszej rozprawie, ze względów praktycznych oraz stylistycznych, nieswoiste dolegliwości bólowe dolnej części kręgosłupa będą w skrócie oznaczane **NDBK** i traktowane jako równoznaczne z określeniami „ból krzyża”, „łędźwioból”, „ból kręgosłupa”, „dorsalgia” lub „ból pleców”, czy też „dolegliwości okolicy lędźwiowo-krzyżowej”.

## **1.2. Epidemiologia dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa**

Analiza literatury naukowej, poruszającej temat epidemiologii bólów krzyża, pozwala zauważyć niekonsekwencję w stosowanej nomenklaturze epidemiologicznej. Wykorzystywanie przez autorów publikacji różnych wskaźników epidemiologicznych oraz mylenie ich nazw może utrudniać właściwą interpretację prezentowanych danych. W związku z istniejącymi nieścisłościami, warto wyjaśnić znaczenie podstawowych terminów epidemiologicznych, wykorzystanych w niniejszej rozprawie.

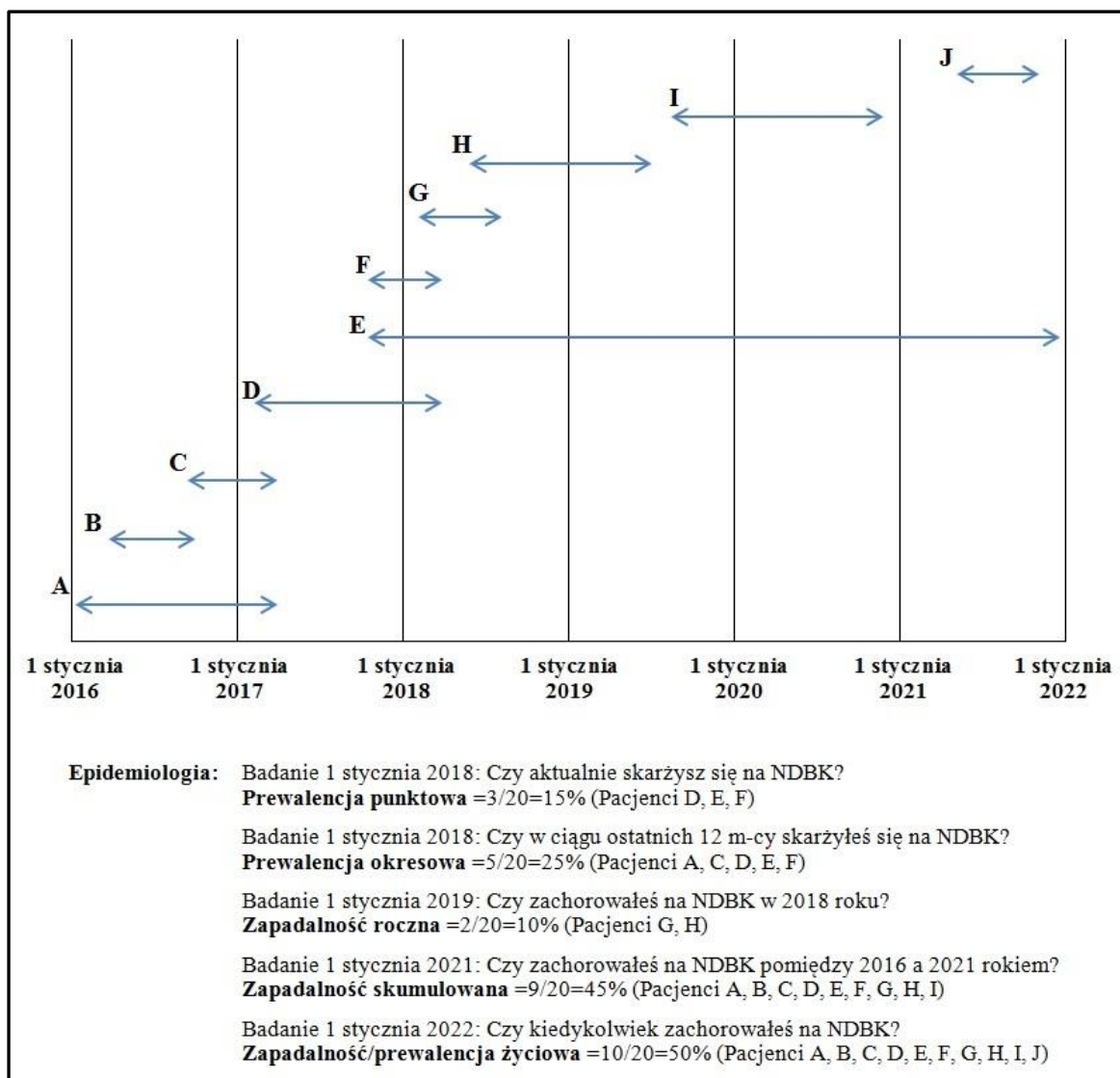
W zależności od charakteru zbioru odniesienia, dostępności danych oraz celu prowadzonych badań, wyróżnia się różne miary częstości występowania schorzenia lub cechy. Miarami o zasadniczym znaczeniu w badaniach epidemiologicznych są prewalencja oraz zapadalność (Jekel i wsp. 1996). Termin prewalencja (etymologia: łac. *prae* – przed, najpierw oraz późn. łac. *valentia* – siła, zdolność) (Kopaliński 1967), oznacza stosunek liczby osób posiadających pewną cechę do liczebności całej próby lub populacji, do której osoby te należą (Zieliński 2013). Wyróżnia się prewalencję punktową oraz okresową. Prewalencja punktowa (ang. *point prevalence*), czyli prewalencja w jej podstawowym znaczeniu, to proporcja liczby osób w określonej populacji, posiadających rozpatrywaną cechę w danym momencie (na przykład w dniu badania). Prewalencja okresowa (ang. *period prevalence*), oznacza stosunek liczby osób z daną cechą w ustalonym przedziale czasu, do liczebności całej badanej populacji w środku tego czasokresu. Należy zaznaczyć, że prewalencja okresowa obejmuje przypadki posiadające daną cechę na początku przedziału czasu oraz wszystkie nowe przypadki wystąpienia badanej cechy. Jest zatem sumą prewalencji punktowej na początku danego okresu czasu i zapadalności (wyjaśnienie



poniżej) w całym tym okresie. Prewalencja choroby nosi nazwę chorobowości. W niniejszej dysertacji, terminu „chorobowość” użyto w celu opisanie prewalencji punktowej dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa. Współczynnik chorobowości podaje się na ogół w procentach (Jekel i wsp. 1996; Zieliński 2013; Fletcher i wsp. 1988; Gordis 1996).

Zapadalność (ang. *incidence*) jest miarą częstości występowania schorzenia, stanowiącą iloraz nowych zachorowań, które pojawiły się w określonym przedziale czasu w danej populacji i liczebności tej populacji. Szczególnym rodzajem zapadalności jest zapadalność skumulowana (ang. *cumulative incidence*, *lifetime incidence* lub *lifetime prevalence*). Miara ta informuje o całkowitej liczbie osób, które mają bądź miały dolegliwości w zdefiniowanym czasokresie lub w ciągu całego swojego życia (Jekel i wsp. 1996; Zieliński 2013; Deyo i wsp. 1987). Terminy zapadalność życiowa oraz prewalencja życiowa niosą tę samą informację, ale rozbieżności w nazewnictwie mogą być źródłem nieporozumień. W niniejszej dysertacji, zapadalność życiową należy rozumieć, jako odsetek osób, które doświadczyły bólu kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego przynajmniej raz w ciągu swojego życia. Rycina 1 stanowi graficzną interpretację poszczególnych rodzajów prewalencji i zapadalności.

W związku z relatywnie skromną liczbą doniesień traktujących o epidemiologii nieswoistych dolegliwości dolnej części kręgosłupa oraz w świetle przywołanych wcześniej danych procentowych (triaż diagnostyczny), epidemiologia zwykłych bólów krzyża rozpatrywana będzie tutaj w kontekście bólów kręgosłupa ogólnie, acz zwrócona zostanie szczególna uwaga na dane, które odnoszą się do bólów *stricte* nieswoistych.



Ryc. 1. Prewalencja i zapadalność na nieswoiste dolegliwości bólowe dolnej części kręgosłupa (NDBK) w hipotetycznej populacji (N=20). W przykładzie tym, 20 pacjentów badano na przestrzeni 6 lat. W tym okresie zidentyfikowano 10 przypadków choroby (pacjenci A-J). Dwukierunkowe strzałki oznaczają punkt początkowy i czas trwania dolegliwości. Na podstawie: Loney i wsp. 1999

W świetle szeroko zakrojonych badań, obejmujących lata 1990 – 2010, dolegliwości bólowe dolnej części kręgosłupa stanowią najczęstszą spośród 289 chorób przyczynę niepełnosprawności, rozumianej jako krótko- lub długotrwałą utratę zdrowia (Vos i wsp. 2012). Pewnych trudności nastrocza natomiast precyzyjne ustalenie wartości zapadalności życiowej, bo choć wielu autorów szacuje, że może to być powyżej 60%, a nawet 80% (Biering-Sorensen 1989; Frymoyer i wsp. 1983; Svensson i wsp. 1988; Cassidy i wsp.

1998), spotkać można również opracowania, podające wartość prevalencji życiowej na poziomie kilkunastu procent (Anderson 1984; Chaiamnuay i wsp. 1998; Cunningham i wsp. 1984; Deyo i wsp. 1987). Trudno się dziwić wyraźnym rozbieżnościom w przedstawianych odsetkach, jeśli wziąć pod uwagę szereg zmiennych wpływających na wynik badania epidemiologicznego, jak chociażby sposób pozyskiwania danych, rodzaj użytej definicji bólów kręgosłupa, czas trwania dolegliwości, ich postać i lokalizacja anatomiczna, wielkość badanej populacji, a także stopień rozwoju gospodarczego kraju objętego badaniem, czy też miejsce zamieszkania respondentów. Wobec redundancji cech charakteryzujących opisywany ból kręgosłupa, bardzo trudno jest porównywać prezentowane w opracowaniach naukowych dane epidemiologiczne i najpewniej podobne usiłowania byłyby nierozważne. Dlatego też przeglądy systematyczne prac omawiających zagadnienia prevalencji bólów krzyża, muszą uwzględniać różnice w sposobie rozpatrywania problemu. Zgodnie z opracowaniem Bruce'a Walker'a z 2000 roku, kolejne miary częstości występowania dolegliwości kręgosłupa kształtują się w zakresie:

- 0 – 33% dla prevalencji punktowej
- 10,3 – 65% dla prevalencji rocznej
- 13,8 – 84% dla prevalencji życiowej.

Przytoczone dane, z uwagi na znaczny rozstęp, uwydatniają potrzebę standaryzacji definicji bólu kręgosłupa dla celów epidemiologicznych. Ozguler i wsp. (2000) zauważają, że prevalencja półroczna bólów kręgosłupa wyniosła 8%, o ile odczuwane dolegliwości wymagały zwolnienia chorobowego, wzrastając radykalnie do 45%, gdy pytano o dolegliwości trwające przez co najmniej jeden dzień. *Ergo*, otwartym pozostaje pytanie: czy problem bólu kręgosłupa dotknie co dziesiątą osobę w rozpatrywanej populacji, czy może będzie dotyczył niemal każdego? Doświadczeni pracownicy służby zdrowia, wiedzeni intuicją i klinicznym obyciem, zapewne mogą antycypować wysoką chorobowość w odniesieniu do bólów krzyża. Niemniej jednak, fachowe publikacje nie zawsze przypuszczenie to potwierdzają.

Szczegółowa analiza doniesień epidemiologicznych wskazuje, że wartości prevalencji wynikają między innymi ze sposobu formułowania pytań ankietowych i przebiegu anamnezy. W opracowaniu dotyczącym epidemiologii lędźwiobólów w Stanach Zjednoczonych z 1987 roku, autorzy konstatują zapadalność życiową na poziomie 13,8%

w populacji ponaddziesięcioletniej (badani powyżej 25 roku życia). Należy jednak podkreślić, że pytano o dolegliwości utrzymujące się co najmniej przez dwa tygodnie (Deyo 1987). Analogicznie, Cunningham i wsp. (1984) zanotowali wynik zapadalności życiowej rzędu 17,2% w przypadku dolegliwości utrzymujących się przez miesiąc, w grupie niespełna 7 tysięcy pacjentów dorosłych. Do obserwacji z najniższą wartością chorobowości życiowej należy badanie kwestionariuszowe, przeprowadzone w 1998 roku na grupie 2455 mieszkańców obszarów wiejskich z terenów prowincji Nakornayok w Tajlandii. W badaniu pytano między innymi o przyczyny dolegliwości mięśniowo-szkieletowych, które w przeszłości prowadziły do niepełnosprawności, rozumianej jako trudności w podejmowaniu czynności dnia codziennego (wstawanie z łóżka, mycie i ubieranie się, podnoszenie przedmiotów z podłogi, chodzenie po schodach, itp.). Zaledwie 11% spośród 458 ankietowanych zgłosiło minione problemy ze strony kręgosłupa. Był to najwyższy odsetek zapadalności skumulowanej, obok kolejnych, najczęstszych obszarów dolegliwości: 3,1% dla bólu kolana, 2,8% dla bólu biodra oraz 1,7% dla bólu szyi. Interesujące mogą być także odpowiedzi na pytania o wystąpienie bólu określonych obszarów ciała kiedykolwiek w ciągu życia. W tej samej grupie badanych, wskaźniki prevalencji życiowej dla incydentalnego bólu pleców, kolana, biodra i szyi wynosiły odpowiednio 22,7%, 12,5%, 6,5% oraz 5%. Przytoczone wartości dotyczyły respondentów w wieku 35-65 lat (Chaiamnuay i wsp. 1998). Powyższe spostrzeżenia mogą korespondować z obserwacjami obejmującymi wiejską społeczność nepalską, gdzie odsetek osób, które przynajmniej raz w ciągu życia doświadczyły bólu kręgosłupa wyniósł 18,4%. Co ważne, stosunek ten odpowiadał osobom z dolegliwościami pleców oraz szyi łącznie (Anderson 1984). W myśl newtonowskiego *hypotheses non fingo*, ale też gwoli sprawiedliwości, należy podkreślić, że nie każda społeczność agrokulturowa cechuje się niską prevalencją bólów krzyża, o czym mogą świadczyć spostrzeżenia Damiana Hoy'a i wsp., poczynione w 1999 roku wśród mieszkańców wiosek tybetańskich, otaczających miasto Shigatse (Hoy i wsp. 2003). Prewalencja punktowa sięgnęła wówczas 34,1%, a chorobowość roczna 41,9%, bez istotnych statystycznie różnic pomiędzy obu płciami oraz grupami wiekowymi.

Z przytoczonymi powyżej danymi epidemiologicznymi kontrastować mogą doniesienia wskazujące na wysoką częstotliwość występowania bólów kręgosłupa, jak

choćby badania ankietowe mieszkańców prowincji Saskatchewan w Kanadzie. Wielkość próby wynosiła 1131 osób, z których 28,7% skarżyło się na ból krzyża w momencie inwestygacji, 71,4% w przeciągu ostatnich sześciu miesięcy oraz 84,1% w ciągu całego swojego życia. Wartościowym uzupełnieniem przytoczonych danych było przydzielenie respondentów, którzy zgłosili obecność dolegliwości w ostatnim półroczu, do jednej z trzech grup, zgodnie z kryterium intensywności odczuwanego bólu oraz stopnia niepełnosprawności *implicite*:

1. niskie natężenie bólu/nieznaczne ograniczenie sprawności: 48,9%
2. wysokie natężenie bólu/nieznaczne ograniczenie sprawności: 12,3%
3. znaczne ograniczenie sprawności: 10,7% (Cassidy i wsp. 1998).

Powszechność dolegliwości dolnej części kręgosłupa podkreślają również autorzy przeglądów systematycznych prac, traktujących o prevalencji tego schorzenia. Andersson (1997; 1999) zauważa, że 70-85% ludzi doświadcza bólu pleców w ciągu swojego życia, zakres chorobowości rocznej wynosi 15-45%, a średnia wartość prevalencji punktowej to 30%. Przegląd 165 prac z 54 krajów, z okresu 28 lat (pomiędzy 1980 a 2009 rokiem), wskazuje wartości średnie 38,9% ( $\pm 24,3\%$ ), 38% ( $\pm 19,4\%$ ), 30,8% ( $\pm 12,7\%$ ) oraz 18,3% ( $\pm 11,7\%$ ) odpowiednio dla chorobowości skumulowanej, rocznej, miesięcznej oraz punktowej (Hoy i wsp. 2012).

Także w Polsce, problem bólu krzyża dotyczy 72% osób przed 40 rokiem życia oraz 66% mężczyzn i 30% kobiet powyżej tego wieku (Kokosz i wsp. 1996). Warto zauważyć, że spośród 28 krajów, głównie europejskich, punktowa prevalencja bólów kręgosłupa wśród dzieci i młodzieży w wieku 10 – 17 lat wyniosła od 28% w Polsce, na Litwie i w Rosji do 51% w Republice Czeskiej (Swain i wsp. 2014). 38% ankietowanych (n = 402 406) zadeklarowało obecność dolegliwości kręgosłupa raz w miesiącu lub częściej, w przeciągu sześciu miesięcy poprzedzających badanie. Zgodnie ze spostrzeżeniami naukowców portugalskich, również adolescenti kraju *saudade* i *fado* cechują się niemniejszą, aniżeli w grupie dorosłych prevalencją bólów odcinka lędźwiowo-krzyżowego, sięgającą 15,7%, 47,2% oraz 62,1% odpowiednio dla chorobowości punktowej, rocznej i życiowej (Minghelli i wsp. 2014). Jeden z przeglądów systematycznych 56 prac, opisujących epidemiologię bólów kręgosłupa, potwierdza rangę problemu w odniesieniu do osób w wieku rozwojowym – zwłaszcza wśród nastolatków

(Jeffries i wsp. 2007). Dolegliwości kręgosłupa w młodości mogą zwiększać prawdopodobieństwo wystąpienia objawów w wieku dorosłym dwukrotnie, jak sugerują badania porównawcze bliźniąt (Hestbaek i wsp. 2006). Zważywszy na wcześniej wymienione dane epidemiologiczne, częstość występowania dolegliwości kręgosłupa wydaje się zatem podobna wśród osób dorosłych i młodzieży.

Kolejnym, ważkim aspektem epidemiologicznym są ekonomiczne i społeczne implikacje lędźwiobólów. W 2001 roku, ogólne koszty (spadek produkcji oraz obniżenie produktywności gospodarstw domowych), poniesione z tytułu dolegliwości bólowych kręgosłupa, sięgnęły 9 miliardów dolarów australijskich (AUD), łącznie z kosztami bezpośrednimi (opieka medyczna), w wysokości 1 miliarda AUD (Walker i wsp. 2003). Z kolei, według danych Walijskiego Centrum Informacji o Lekach, absencja pracownicza z powodu ostrych dolegliwości kręgosłupa lędźwiowego, wynosi średnio 17,4 dni w roku na jednego chorego, a generowane straty sięgają 17 miliardów funtów brytyjskich rocznie (Welsh Medicines Resource Centre 2008). W Szwajcarii, koszty ogólne, wynikające z bólów krzyża, wyłącznie w 2005 roku, mogły wynieść 6,6 miliarda euro, jako suma wydatków na opiekę zdrowotną oraz wartości strat poniesionych z powodu spadku produktywności (Wieser i wsp. 2011).

Wysoka w wielu przypadkach chorobowość problemów kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego nie znajduje pełnego potwierdzenia w zwiększeniu zapotrzebowania na specjalistyczną opiekę medyczną. Picavet i wsp. (2008) zauważają, że zaledwie trzecia część (30,6%) wszystkich badanych, skarżących się na bóle krzyża, korzysta z pomocy lekarza ogólnego z powodu bólu kręgosłupa (w ciągu roku). Mając na uwadze pacjentów z bólem krzyża, którzy korzystali z porad specjalistycznych, około połowa (51%) wszystkich wizyt u lekarza specjalisty i 76% porad fizjoterapeutycznych związanych było z odczuwanym bólem kręgosłupa.

## **Rozdział 2.**

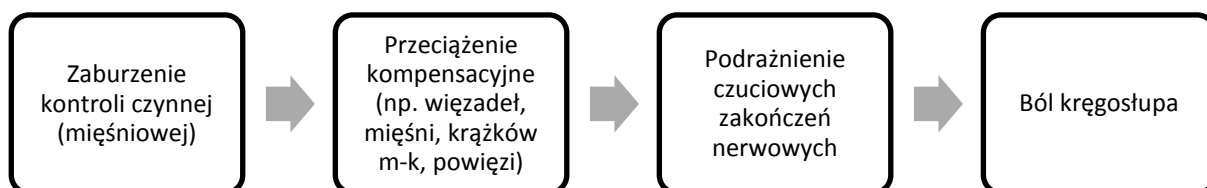
### **Rola mięśni brzucha w patogenezie, profilaktyce i leczeniu nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa**

#### **Wprowadzenie**

Zgodnie z aktualnymi opracowaniami z zakresu neurofizjologii bólu, wiemy, że jest on „świadomym odpowiednikiem domniemanego odczucia zagrożenia tkanek ciała” (Moseley 2007). Sygnały dośrodkowe, interpretowane jako ból krzyża, mogą napływać z rozmaitych struktur zaopatrywanych czuciowo. Należy pamiętać, że pobudzenie wstępujące z obszaru lędźwiowo-krzyżowego, nie jest jedynym możliwym źródłem bólu kręgosłupa, zgodnie z uwagami zawartymi w pierwszej części rozprawy (podrozdział 1.1.). Niemniej jednak, w literaturze specjalistycznej często prezentuje się możliwość uzasadnienia podłoża nieswoistych bólów kręgosłupa względami biomechanicznymi (Pool-Goudzwaard i wsp. 1998; Hancock i wsp. 2007; Nachemson 1985). Dlatego też, drugi rozdział rozprawy traktuje o znaczeniu tych tkanek i narządów ustroju ludzkiego, które w sposób aktywny i bezpośredni wywierają wpływ na jakość oraz ilość ruchów, zachodzących w połączeniach kręgosłupa lędźwiowego i obręczy biodrowej, a więc mięśni.

Wśród elementów budowy ciała, którym często przypisuje się znaczenie w patogenezie lędźwiobólów znajdujemy krążek międzykręgowy, stawy międzywyrostkowe oraz stawy krzyżowo-biodrowe (Hancock i wsp. 2007; Schwarzer i wsp. 1994 i 1995; Bogduk 1995). Podrażnienie wymienionych struktur i narządów – wraz z wynikającym z niego pobudzeniem nocycepcyjnym – znajduje wyjaśnienie w koncepcji zaburzeń kontroli motorycznej, która od ponad dwóch dekad pozostaje jedną z najpopularniejszych eksplikacji przyczyn powstawania nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa (Richardson i wsp. 1995).

W bieżącym rozdziale, skoncentrowano uwagę na znaczeniu mięśni brzucha dla rozwoju objawów bólowych okolicy lędźwiowo-krzyżowej, suponując wtórne – wobec dysfunkcji tychże mięśni – podrażnienie pierścienia włóknistego, aparatu więzadłowo-torebkowego stawów kręgosłupa i miednicy lub mięśni i powięzi, jako właściwego źródła dolegliwości (Ryc. 2.).



**Ryc. 2. Proponowany model powstawania nieswoistego bólu kręgosłupa o podłożu mechanicznym (krążek m-k – krążek międzykręgowy)**

## **2.1. Niestabilność kliniczna kręgosłupa a nieswoiste bóle krzyża**

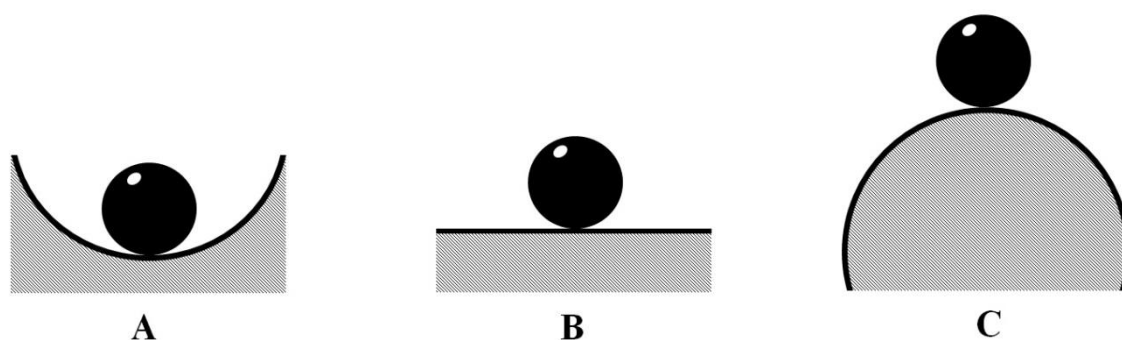
Właściwym punktem wyjścia dla rozważań nad możliwością biomechanicznego wyjaśnienia nieswoistych lędźwiobólów wydają się być prace Andersa Bergmark’a oraz Manohara Panjabi’ego – uczonych, którzy swoje cenne wykształcenie techniczne potrafili przenieść na grunt nauk medycznych. Ich obszerne opracowania matematycznych i biomechanicznych modeli działania ludzkiego kręgosłupa, jak również egzemplifikacja patobiomechanicznych aspektów funkcjonowania jego połączeń nie tracą na aktualności, pomimo upływu kolejnych dekad.

### **2.1.1. Definicja niestabilności klinicznej**

Doniosłe znaczenie w sposobie postrzegania nieswoistych dolegliwości kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego ma znajomość mechaniki ogólnej, a w szczególności zasad mechaniki Eulera (Crisco i wsp. 1992). Pojęcie stabilności i niestabilności zapożyczono i z powodzeniem zaimplementowano naukom biologicznym, wychodząc właśnie od mechaniki, jako jednego z podstawowych działów fizyki. Zgodnie z opisem



mechanicznym dla układów sprężystych, stabilność to zdolność powrotu układu do pozycji równowagi, po wytrąceniu go z tejże pozycji. Sam stan równowagi układu nie jest jeszcze wystarczający dla zachowania jego stabilności, co oznacza, że układ może być niestabilny, pomimo pozostawania w pozycji równowagi (ryc. 3) (Winters i wsp. 1990). O niestabilności *a contrario*, możemy mówić zawsze w sytuacji niespełnienia wymienionych warunków stabilności. Innymi słowy, niestabilność to brak stabilności.



Ryc. 3. Graficzna interpretacja stabilności. W przykładach A, B i C pileczka znajduje się w punkcie równowagi. Jednakże jest ona niestabilna w sytuacji B i C, a stabilna wyłącznie w przykładzie A. Układ C jest wysoce niestabilny

W ujęciu matematycznym, stan równowagi układu sprężystego z jednym stopniem swobody ruchu, a także stabilność układu, można definiować wychodząc od pojęcia potencjału, czyli energii potencjalnej układu sprężystego, rozumianej jako całkowita praca sił zewnętrznych i wewnętrznych układu, niezbędna aby wytrącić układ ze stanu równowagi. Równowagę układu można opisać równaniem:

$$\frac{dV}{d\theta} = 0 \tag{2.1}$$

gdzie:  $dV$  – pierwsza pochodna potencjału układu

$d\theta$  – pierwsza pochodna pozycji równowagi układu.

Stabilność układu określona jest przez kształt potencjału w pozycji równowagi, to znaczy znak stosunku drugiej pochodnej potencjału do przemieszczenia. Jeżeli

$$\frac{d^2V}{d\theta^2} < 0 \quad (2.2)$$

lub

$$\frac{d^2V}{d\theta^2} = 0 \quad (2.3)$$

wówczas układ jest niestabilny. Jeżeli natomiast

$$\frac{d^2V}{d\theta^2} > 0 \quad (2.4)$$

wtedy układ jest stabilny. Powyższe równania i nierówności (2.2, 2.3 i 2.4) definiują matematycznie stabilność, którą graficznie przedstawia rycina 3 – odpowiednio rys. 3C, 3B oraz 3A (Winters i wsp. 1990).

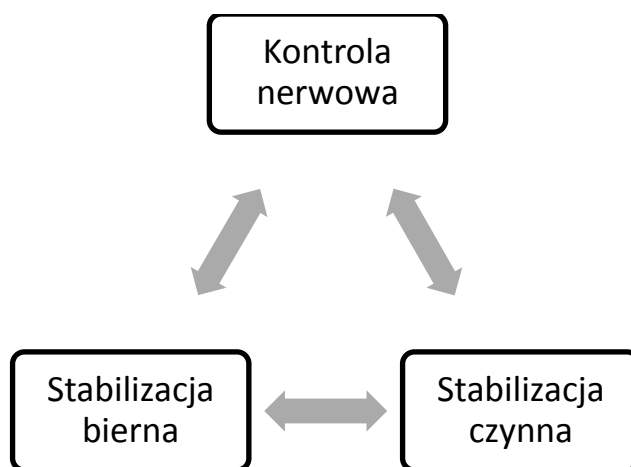
Niestabilność kliniczną w odniesieniu do kręgosłupa zdefiniowali White i Panjabi w 1978 roku, jako „utrata zdolności zachowania wzorców przemieszczeń kręgosłupa pod wpływem fizjologicznych obciążeń, niezwiązaną z wrodzonymi bądź nabytymi deficytami neurologicznymi, dużymi deformacjami tkanek, czy też bólem uniemożliwiającym funkcjonowanie” (White i wsp. 1990). Należy odróżnić ten rodzaj niestabilności, obejmujący kliniczne konsekwencje zaburzeń pracy kręgosłupa, od jego niestabilności mechanicznej, która wiąże się z niezdolnością kręgosłupa do przenoszenia obciążeń (Panjabi 2003). Podążając za autorem „Chorób krążka międzykręgowego”, warto podkreślić kliniczny aspekt opisywanego określenia, mówiąc o niestabilności klinicznej wówczas, gdy występują objawy: ograniczenie funkcji lub dolegliwości bólowe (Kraemer 2013).

### **2.1.2. Podukłady stabilizacji kręgosłupa według Panjabi’ego**

Jak zauważa Panjabi (2003), stabilność kręgosłupa – zwłaszcza w warunkach dynamicznych lub przy zwiększonych obciążeniach – może być zapewniona dzięki

morfologii samego kręgosłupa oraz precyzyjnie skoordynowanej pracy otaczających go mięśni. Charakterystycznym elementem konceptualizacji Manohara Panjabi’ego, porządkującym dalsze rozważania, jest trójpodział mechanizmów stabilizacyjnych kręgosłupa na podukłady:

- Podukład bierny (kręgosłup, wraz z jego „pasywnymi”<sup>\*</sup> strukturami pomocniczymi, tzn. więzadłami, krążkami międzykręgowymi, torebkami stawowymi) – zapewniający samostabilizację poprzez budowę
- Podukład czynny (mięśnie otaczające kręgosłup) – odpowiadający za dynamiczną kontrolę ruchów kręgosłupa
- Podukład kontroli nerwowej (zakończenia nerwowe oraz receptory, drogi wstępujące, ośrodki ruchowe rdzenia kręgowego i mózgowia oraz drogi zstępujące) – dokonujący oceny i określający warunki zapewnienia stabilności, a także koordynujący odpowiedź mięśniową (Panjabi 1992). (Ryc. 4)



**Ryc. 4. Podział mechanizmów stabilizacyjnych kręgosłupa na podukłady, zgodnie z propozycją Panjabi’ego (1992)**

Trudno rozstrzygnąć, który z podukładów jest ważniejszy. Żaden nie będzie spełniał swoich zadań bez udziału pozostałych. Podukład czynny chroni przed przeciążeniem

---

<sup>\*</sup> W związku z proprioceptywnymi właściwościami wymienionych struktur, a zarazem obok ich cech *stricte* mechanicznych, pełnią one wydatną i niewątpliwie czynną rolę w stabilizowaniu kręgosłupa – stąd cudzysłów (przyp. aut.)

części pasywne oraz wrażliwą tkankę nerwową rdzenia kręgowego, czy korzeni rdzeniowych, utrzymując komponenty podukładu biernego we właściwych stosunkach przestrzennych, czy to w spoczynku, czy też podczas ruchu. Nie byłoby to jednak możliwe bez precyzyjnie działającego podukładu kontroli nerwowej, koordynującego czynność mięśni. Z kolei podstawą dla właściwych sygnałów odśrodkowych, adresowanych do efektorów przez podukład kontroli nerwowej, jest niezaburzona informacja czuciowa, w tym propriocepcyjna, ze struktur podukładów biernego i czynnego.

Trójdzielny charakter stabilizacji kręgosłupa może tłumaczyć skuteczność różnorodnych form oddziaływania terapeutycznego w zmniejszaniu dolegliwości dolnej części kręgosłupa, ponieważ dobre efekty lecznicze mogą dawać zabiegi adresowane do różnych podukładów (manipulacje stawów, masaż leczniczy, elektroterapia, itd.). Zastanawiać może natomiast trwałość efektów terapeutycznych, w zależności od zastosowanych zabiegów. Ponieważ mięśnie stabilizujące kręgosłup (efektory) są niejako wykonawcami poleceń układu nerwowego, torującego lub hamującego ich aktywność, warto celować terapię w taki sposób, aby poprawiać sygnały zstępujące z ośrodkowego układu nerwowego do mięśni. Pamiętając o podporządkowaniu pobudzenia odśrodkowego między innymi impulsom wstępującym (napływającym do ośrodkowego układu nerwowego drogami czuciowymi), można przyjąć, że receptory i zakończenia czuciowe, rozproszone w tkankach obszaru lędźwiowo-krzyżowego są właściwym adresatem działań terapeutycznych w leczeniu przyczynowym. Z tego powodu, rolę mięśni w patogenezie dolegliwości nieswoistych warto postrzegać przez pryzmat nieustannie działających pętli sprzężeń zwrotnych układu nerwowego.

### **2.1.3. Pojęcie strefy neutralnej**

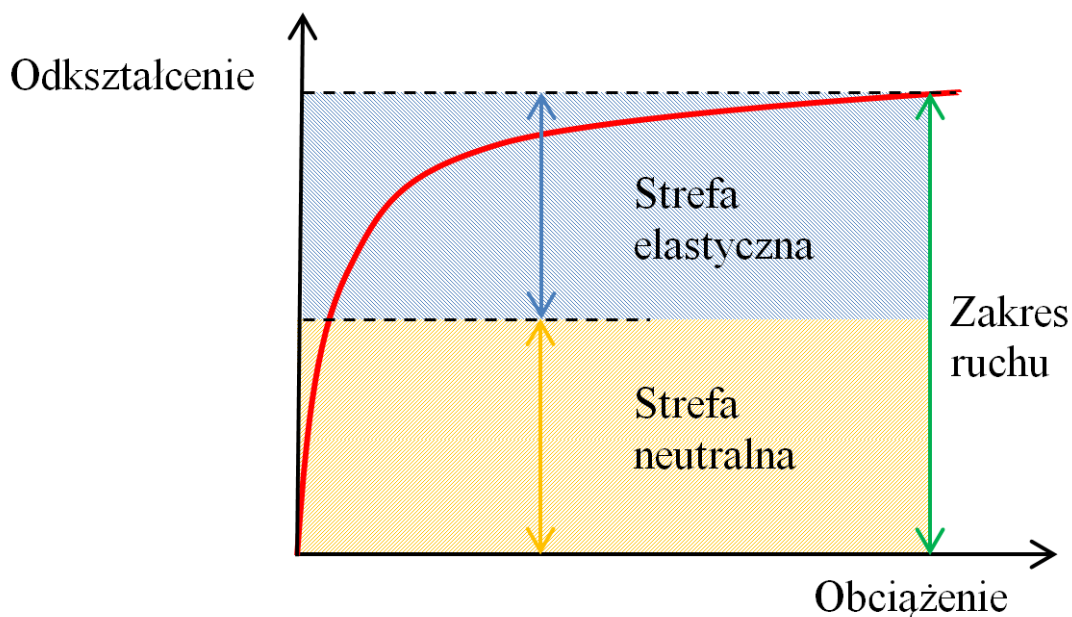
Przed przystąpieniem do ewaluacji roli mięśni w patogenezie nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa, przypomnieć trzeba ideę strefy neutralnej (opisanej przez Panjabi'ego, a powiązanej ściśle z koncepcją niestabilności klinicznej) oraz znaczenie powiązanych z nią terminów:

Pozycja neutralna – ustawienie kręgosłupa, w którym łączne naprężenia wewnętrzne kręgosłupa oraz poziom wysiłku mięśniowego, potrzebnego do utrzymania pozycji, są minimalne.

Zakres ruchu – całkowity, fizjologiczny zakres ruchu pomiędzy segmentami kręgosłupa, mierzony z pozycji neutralnej. Zakres ruchu można podzielić na strefę neutralną oraz elastyczną.

Strefa neutralna – część fizjologicznego zakresu ruchu segmentów kręgosłupa, mierzona z pozycji neutralnej, w której ruchy kręgosłupa odbywają się z minimalnym oporem wewnętrznym (tkankowym). Jest to strefa o dużej giętkości.

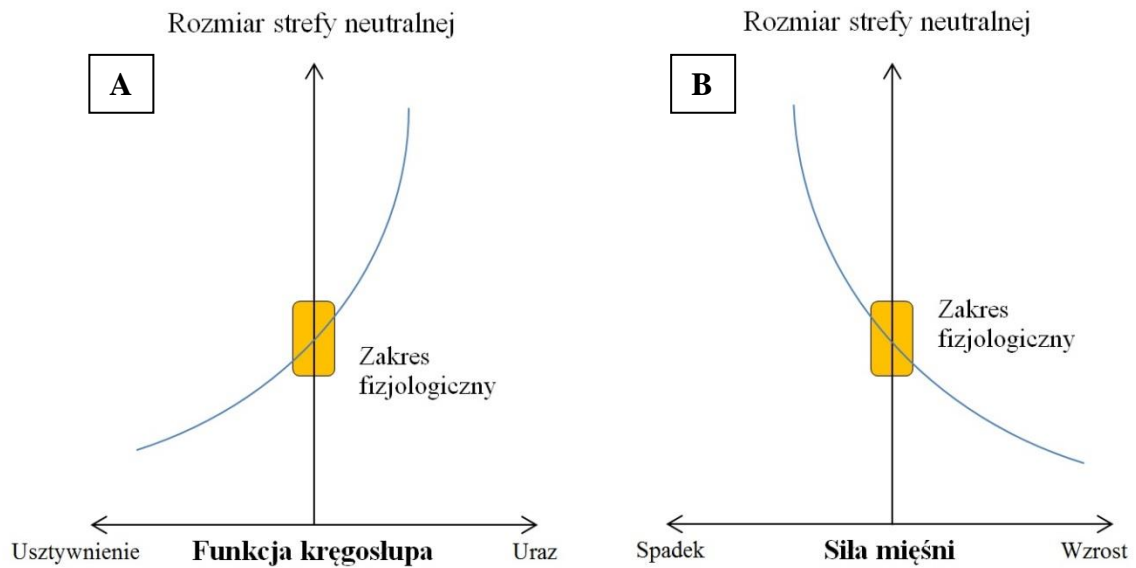
Strefa elastyczna – część fizjologicznego zakresu ruchu segmentów kręgosłupa, mierzona z pozycji zakończenia strefy neutralnej aż do fizjologicznego końca zakresu ruchu. W strefie elastycznej, ruchy kręgosłupa odbywają się wbrew narastającemu oporowi wewnętrznemu (tkankowemu). Jest strefą dużej sztywności (rycina 5) (Panjabi 1993).



Ryc. 5. Nieliniowa krzywa obciążenie-odkształcenie, charakterystyczna dla tkanek miękkich oraz stawów ludzkiego organizmu. Tkanki są podatne na odkształcenia przy niewielkich obciążeniach i zwiększają sztywność w miarę wzrostu działających sił. Fizjologiczny zakres ruchu w stawie można podzielić na strefę neutralną o dużej giętkości oraz na strefę elastyczną o dużej sztywności

Istnienie strefy neutralnej w połączeniach kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego potwierdzono w badaniach na preparatach anatomicznych. Zaobserwowano, że po kilkukrotnym przemieszczeniu kręgosłupa w określonym kierunku (np. zgięcie lub wyprost), w fizjologicznym zakresie ruchu, nie wraca on do swojej pozycji wyjściowej, wykazując pewne przemieszczenie rezydualne (łac. *residuus* – pozostałość) w stosunku do ustawienia inicjalnego, zgodne z kierunkiem wykonywanego wcześniej ruchu. Ważną obserwacją było stwierdzenie koincydencji zwiększenia badanej strefy neutralnej z obecnością zmian degeneracyjnych krążka międzykręgowego *in vitro*. Co więcej, rozmiar strefy neutralnej wydaje się być bardziej wrażliwym wyznacznikiem tych zmian, aniżeli zakres ruchu. Mianowicie, wobec nasilenia zmian degeneracyjnych krążka międzykręgowego, strefa neutralna zwiększa się znacząco, podczas gdy zakresy ruchów zgięcia i wyprostów kręgosłupa nie ulegają zmianom (Panjabi 1993). W odniesieniu do obserwacji *in vivo*, poczynione spostrzeżenia mogą być wytłumaczeniem zwiększenia przemieszczeń przednio-tylnych segmentów kręgosłupa wśród pacjentów z bólem krzyża (Gertzbein i wsp. 1988; Knutsson 1944; Lehman i wsp. 1992).

W świetle przytoczonych badań nad ruchami połączeń ludzkiego kręgosłupa, zaproponowano redefinicję niestabilności, uwzględniającą pojęcie strefy neutralnej. Otóż niestabilnością kliniczną nazywamy „znaczące obniżenie zdolności układu stabilizacyjnego kręgosłupa do utrzymania strefy neutralnej połączeń międzykręgowych w fizjologicznych granicach, nie wynikające z dysfunkcji neurologicznych, zniekształceń strukturalnych kręgosłupa lub nietolerowanego bólu” (rycina 6) (Panjabi 1993).



**Ryc. 6. Strefa neutralna, jako funkcja urazów i usztywnienia kręgosłupa (A) oraz jako funkcja zwiększenia i zmniejszenia siły mięśni (B). Oznaczono fizjologiczny rozmiar strefy neutralnej. Zwiększenie jej rozmiarów jest zjawiskiem niekorzystnym i wiąże się z pojęciem niestabilności, jako konsekwencji urazów i mikrourazów kręgosłupa i/lub obniżenia siły otaczających go mięśni**

Charakter zależności pomiędzy koncepcją strefy neutralnej a aktywnością mięśni mogą wyjaśniać wcześniejsze badania, zgodnie z którymi w sytuacji zwiększenia strefy neutralnej na skutek rozluźnienia pierścienia włóknistego lub urazu, aktywność mięśni przykręgosłupowych może utrzymywać jej właściwy rozmiar, bez wpływu na zakresy poszczególnych ruchów kręgosłupa (Panjabi i wsp. 1989; Nottle i wsp. 1989). Należy przez to rozumieć, że mięśnie, dzięki swoim zdolnościom stabilizacyjnym, mogą efektywnie przeciwdziałać przeciążeniom struktur podkładu biernego.

#### **2.1.4. Mięśnie stabilizujące i ruchowe według Bergmark'a**

Zgodnie z podziałem, zaproponowanym w 1989 roku przez Anders'a Bergmark'a, mięśnie możemy przyporządkować jednemu z dwóch układów: lokalnemu lub globalnemu. Mięśnie pierwszego z układów znajdują swoje przyczepy początkowe i/lub końcowe na kręgach lędźwiowych, wyłączając mięsień lędźwiowy (*m. psoas*), którego czynność ma charakter globalny, pomimo kręgowych przyczepów początkowych. W

związku ze sposobem przebiegu włókien mięśni układu lokalnego, do ich zadań należy kontrolowanie drobnych przemieszczeń segmentów kręgosłupa i zwiększanie jego sztywności i stabilności. Z kolei mięśnie układu globalnego, odpowiadające za ruchy klatki piersiowej względem obręczy biodrowej, przyczepiają się na ogół do żeber bądź miednicy (tab. 2.). Mięśnie pierwszej z grup reagują na zmiany wzajemnego położenia segmentów kręgosłupa, podczas gdy mięśnie o działaniu globalnym odpowiadają na zmiany kierunku działania sił zewnętrznych. Oba z układów reagują na modyfikacje wielkości obciążenia zewnętrznego, ponadto, mięśnie układu globalnego wykorzystywane są w celu zmiany ustawienia klatki piersiowej względem miednicy (lub odwrotnie, w zależności od położenia *punctum fixum et punctum mobile*) (Bergmark 1989).

Dalsze rozważania zmierzają do szczegółowego opisu udziału specyficznych mięśni w zapewnianiu kontroli strefy neutralnej, a tym samym komfortu pracy biernych komponentów kręgosłupa.

**Tabela 2. Podział mięśni obszaru lędźwiowego na mięśnie lokalne i globalne wg Bergmarka (1989)**

<b>Mięśnie układu lokalnego</b>	<b>Mięśnie układu globalnego</b>
<i>m. wielodzielny (cz. lędźwiowa)</i>	<i>m. prostownik grzbietu (cz. piersiowa)</i>
<i>mm. międzykolcowe</i>	<i>m. skośny wewnętrzny brzucha</i>
<i>mm. międzypoprzeczne</i>	<i>m. skośny zewnętrzny brzucha</i>
<i>m. czworoboczny lędźwi (cz. przyśrodkowa)</i>	<i>m. prosty brzucha</i>
<i>m. prostownik grzbietu (cz. lędźwiowa)</i>	<i>m. czworoboczny lędźwi (cz. boczna)</i>

## **2.2. Mięśnie stabilizujące dolny odcinek kręgosłupa**

Większość mięśni dolnej części tułowia, w mniejszym lub większym stopniu, uczestniczy w procesie stabilizacji kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego. Udział poszczególnych mięśni, ich grup lub aktonów różni się, w zależności od aktualnie realizowanych zadań ruchowych i specyficznych wymagań funkcjonalnych (Richardson i wsp. 2009). Mięśnie o charakterze globalnym, zgodnie z wcześniej zaprezentowanym



podziałem, zapewniają całościową stabilność dolnego odcinka kręgosłupa, absorbując siły powstające podczas codziennych aktywności i przyczyniając się do zwiększenia sztywności kręgosłupa. Ich rola jest uwydatniona podczas unoszenia ciężarów, czynności o ograniczonej możliwości antycypacji przebiegu ruchu lub podczas aktywności ze znacznymi przyspieszeniami tułowia (Marras i wsp. 1990; van Dieen i wsp. 1999). Aliści z uwagi na przebieg mięśni globalnych nad wieloma segmentami kręgosłupa, nie mają one zdolności kontrolowania subtelných przemieszczeń kręgów oraz zachowania strefy neutralnej połączeń międzykręgowych (Cholewicki 1997). Dlatego też istnieje potrzeba obecności generatorów sił bardziej wyrafinowanych, zdolnych do precyzyjnego utrzymywania pożądaných relacji artrokinematycznych pomiędzy sąsiadującymi kręgami lędźwiowymi. Wymaganiom tym wydają się czynić zadość mięśnie układu lokalnego, spośród których szczególne zdolności stabilizacyjne przypisuje się mięśniowi poprzecznemu brzucha oraz mięśniowi wielodzielnemu (Richardson i wsp. 1995; Hodges 1999).

### **2.2.1. Uwarunkowania anatomiczne mięśni brzucha oraz ich biomechaniczne implikacje**

Zgodnie z mechanizmami zasygnalizowanymi powyżej, wiele mięśni obszaru lędźwiowo-miednicznego wypełnia zadania stabilizujące, dążąc do utrzymania połączeń kręgosłupa i obręczy biodrowej w ich strefach neutralnych. Mięśnie, jako generatory sił równoważących perturbacje towarzyszące realizowanym ruchom ciała, mogą oddziaływać na stawy międzywyrostkowe i międzytrzonowe lokalnie i bezpośrednio, jak to ma miejsce w przypadku krótkich mięśni kręgosłupa, ale także w sposób pośredni i holistyczny, za sprawą mięśnia prostego brzucha, czy mięśnia skośnego zewnętrznego brzucha. Należy podkreślić, że mechanizmy stabilizujące sięgają o wiele dalej, aniżeli tylko do przyczepów żebrowych, czy biodrowych mięśni tułowia. W ujęciu tensegracyjnym, doniosłego znaczenia nabierają także jednostki motoryczne oddalone od samego kręgosłupa lędźwiowego. Przykładem mięśni, pełniących ważną rolę w utrzymaniu optymalnego poziomu napięcia taśm mięśniowo-powięziowych, których działanie wspiera obszar lędźwiowo-miedniczny, mogą być mięsień najszerszy grzbietu, mięsień pośladkowy

wielki, przywodziciele stawu biodrowego, a nawet odległy mięsień trójgłowy ramienia, czy brzuchaty łydki (Vleeming i wsp. 1995; Gnat i wsp. 2006).

W niniejszej dysertacji, objęto szczegółowymi obserwacjami aktywność mięśni okolicy bocznej brzucha, stąd krótkie uwagi anatomiczne i biomechaniczne będą się ograniczały właśnie do okolicy abdominalnej.

**Mięsień prosty brzucha** – Rozpościera się pomiędzy przednią powierzchnią V do VII chrząstki żebrowej, wyrostkiem mieczykowatym i więzadłami żebrowo-mieczykowymi a górnymi gałęziami kości łonowych oraz przednią powierzchnią spojenia łonowego. Obustronny skurcz mięśnia prostego brzucha zgina tułów, zmniejszając dystans pomiędzy wyrostkiem mieczykowatym mostka a spojeniem łonowym. Wspomaga także wydech i mechanizm tłoczni brzusznej, choć jego udział w zmianach ciśnienia śródbrzusznego nie jest znaczący (Bochenek i wsp. 1990; Cresswell i wsp. 1992; Daggfeldt i wsp. 1991).

**Mięsień skośny zewnętrzny brzucha** – Rozpoczyna się na zewnętrznych powierzchniach żeber V do XII. Jego włókna przebiegają dolnozbieżnie, tworząc szerokie rozciągno, obejmujące od przodu mięsień prosty brzucha i krzyżując się w linii pośrodkowej przedniej z włóknami rozciągnięta strony przeciwnej. W dolnej części włókna mięśnia osiągają więzadło pachwinowe, a w części tylnej i dolnej – wargę zewnętrzną grzebienia biodrowego. Skurcz jednostronny zgina tułów ipsilateralnie i obraca go w stronę przeciwną. Podczas aktywności symetrycznej przyczynia się do zgięcia kręgosłupa, pozostając także mięśniem wydechowym (Bochenek i wsp. 1990).

**Mięsień skośny wewnętrzny brzucha** – Bierze początek na tylnej powierzchni złączonych blaszek powięzi piersiowo-lędźwiowej, a także na kresie pośredniej grzebienia biodrowego oraz bocznej części więzadła pachwinowego. Włókna powięziowej części mięśnia kończą się na żebrach XII do X, natomiast część grzebieniowa i pachwinowa rozpraszają swoje włókna wachlarzowato, sięgając X do VIII chrząstki żebrowej w części górnej, oraz współtworząc pochewkę mięśnia prostego brzucha w części środkowej i dolnej, przy czym włókna najniżej umiejscowione wytwarzają wraz z włóknami mięśnia poprzecznego brzucha mięsień dźwigacz jądra u mężczyzn oraz więzadło obłe macicy u kobiet. Bilateralna czynność mięśnia skośnego wewnętrznego brzucha zgina kręgosłup, uczestnicząc w obniżaniu klatki piersiowej podczas wydechu.

Skurcz jednostronny skręca tułów tożstronnie, współpracując w tym ruchu z mięśniem skośnym zewnętrznym brzucha po przeciwnej stronie ciała. Skłon boczny kręgosłupa w stronę pracujących mięśni jest wypadkową jednoczesnego skurczu mięśni skośnego zewnętrznego i wewnętrznego po tej samej stronie ciała, znosząc przeciwstawne działanie wektorów rotacyjnych tychże mięśni. Mięsień skośny wewnętrzny brzucha przyczynia się także do kontrolowania położenia narządów wewnętrznych jamy brzusznej i wywiera wpływ na wartość ciśnienia śródbrzusznego. Bierze też udział w stabilizowaniu stawów krzyżowo-biodrowych (Bochenek i wsp. 1990; Agostoni i wsp. 1970; Snijders i wsp. 1995).

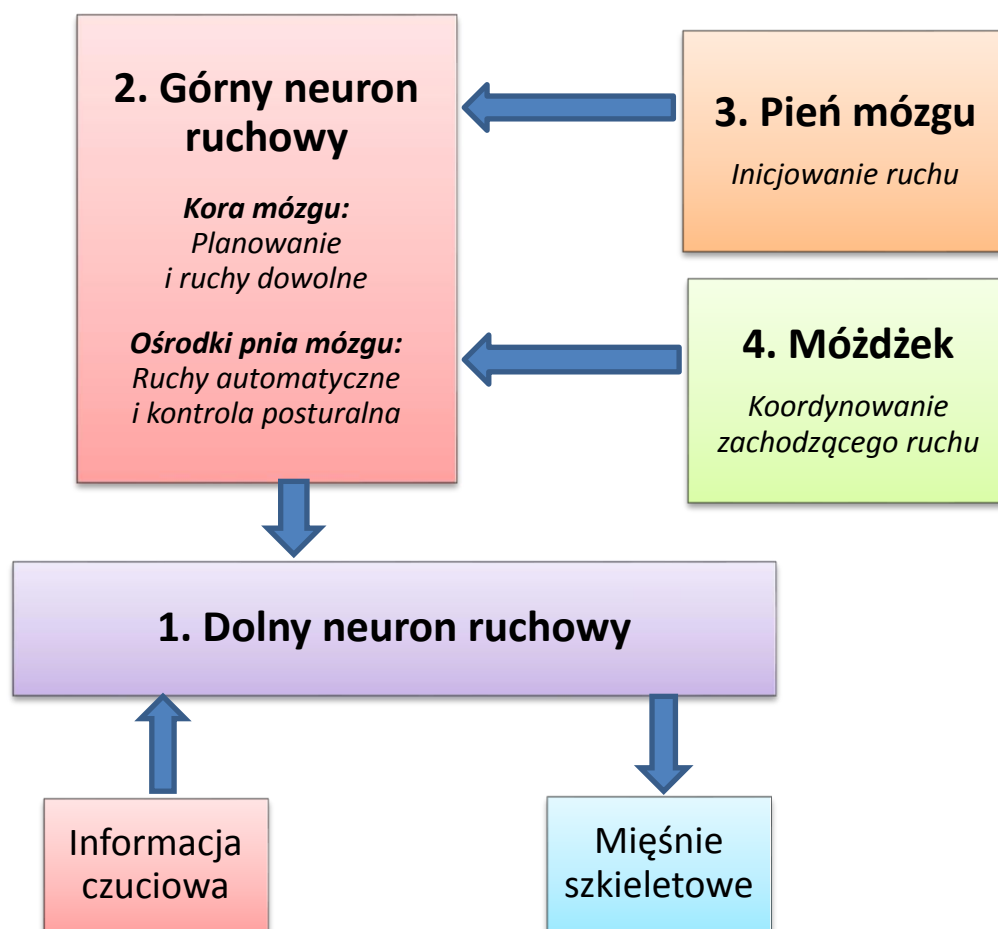
**Mięsień poprzeczny brzucha** – Początek mięśnia znajduje się na wewnętrznej powierzchni chrząstek żebrowych VII do XII, wzdłuż połączenia tylnej i przedniej blaszki powięzi piersiowo-lędźwiowej, a także wzdłuż wargi wewnętrznej grzebienia biodrowego i na więzadło pachwinowym. Mięsień kończy się w kresie Spigela, a kontynuacją jego włókien jest tylna blaszka pochewki mięśnia prostego brzucha w jego górnych dwóch trzecich częściach oraz blaszka przednia pochewki tego samego mięśnia w jego dolnej trzeciej części. Mięsień zbliża żebra, zwięzając tym samym klatkę piersiową i wspomagając wydech. Ponadto jest głównym mięśniem tłoczni brzusznej. Czynność mięśnia poprzecznego brzucha zwiększa wartość ciśnienia śródbrzusznego pod warunkiem kokontrakcji mięśni dna miednicy, przepony i mięśni tylnej ściany brzucha. Oprócz tego mięsień stabilizuje segmenty kręgosłupa lędźwiowego, pociągając za pośrednictwem powięzi piersiowo-lędźwiowej za wyrostki poprzeczne kręgów, a także bierze udział w mechanizmie tak zwanego zamknięcia siłowego stawów krzyżowo-biodrowych, zwiększając ich kompresję (Hodges 1999; Bochenek i wsp. 1990; Cresswell i wsp. 1992; Snijders i wsp. 1995).

**Mięsień piramidowy** – Niewielki mięsień pomiędzy gałęzią górną kości łonowej a dolną częścią kresy białej. Przymuszczalnie stanowi odpowiednik mięśnia, który silnie rozwinięty u torbaczy i stekowców, wytwarza u nich ścianę torby wylęgowej. Niewielki wpływ biomechaniczny mięśnia piramidowego polega na napinaniu kresy białej (Bochenek i wsp. 1990).

Mięsień międzydółkowy – Pasma mięśniowe, oddzielające się od wewnętrznej powierzchni mięśnia poprzecznego brzucha i kończące się na gałęzi górnej kości łonowej. Jest mięśniem niestałym (Bochenek i wsp. 1990).

### **2.2.2. Neurologiczna kontrola aktywności mięśni brzucha**

Mięśniówka brzucha podlega tym samym mechanizmom kontroli napięcia mięśniowego, co inne mięśnie poprzecznie prążkowane szkieletowe (za wyjątkiem nielicznych, drobnych mięśni, jak na przykład mięsień strzemiączkowy, czy też naprężacz błony bębenkowej, które nie posiadają wrzecionek mięśniowych). Zasadniczo, droga ruchowa ma budowę dwuneuronalną i składa się z neuronu ośrodkowego (in. górny neuron ruchowy, ang. *upper motor neuron*) oraz z neuronu obwodowego (in. dolny neuron ruchowy, ang. *lower motor neuron*). Neurony ośrodkowe zlokalizowane są w korze mózgowej bądź w jądrach ruchowych pnia mózgu, natomiast neurony obwodowe swój początek biorą w pokrywie pnia mózgu lub w rogach przednich istoty szarej rdzenia kręgowego, jako tak zwane motoneurony  $\alpha$ , bezpośrednio odpowiedzialne za zainicjowanie skurczu mięśnia. Przestrzenne i czasowe wzorce aktywności motoneuronów obwodowych dyktowane są w głównej mierze przez lokalne pętle sprzężeń zwrotnych i łuków odruchowych w rdzeniu kręgowym (oraz pniu mózgu dla mięśni głowy i szyi). Neurony pętli lokalnych integrują informacje pochodzące z neuronów czuciowych, kreując łuki odruchowe. Rolą ośrodkowego motoneuronu jest natomiast modulowanie aktywności neuronu obwodowego, poprzez oddziaływanie na lokalne pętle sprzężeń zwrotnych niższych pięter ośrodkowego układu nerwowego. Swój ważny udział w kontroli motorycznej mają także jądra podstawne mózgu oraz mózdzek, które wpływają na aktywność górnego motoneuronu. Podsumowując, organizacja kontroli motorycznej posiada cztery składowe, zgodnie z prezentacją graficzną na rycinie 7 (Purves i wsp. 2012).



Ryc. 7. Organizacja czynnościowa i strukturalna kontroli motorycznej (na podstawie: Purves i wsp. 2012)

#### 2.2.2.1. Fizjologiczna aktywność mięśni brzucha

Czynność mięśni brzucha stanowi o efektywności kontroli strefy neutralnej, poprzez realizację partykularnych biomechanizmów mięśniowych. Właściwa aktywność mięśni oznacza między innymi skoordynowaną współpracę jednostek o działaniu synergistycznym bądź antagonistycznym, ich właściwy timing, wielkość i sekwencję napięć, a także skuteczną konsolidację licznych – wymienionych wcześniej – zadań. Podstawą fizjologicznej czynności mięśni brzucha (ale także innych mięśni ciała) jest nieustanna, precyzyjna analiza i kalkulacja neuronalna: niezachwiane rejestrowanie zachodzących ruchów za sprawą impulsacji proprioceptywnej oraz wydajna regulacja komend zstępujących. Przyjmując, że zaburzenie prawidłowej aktywności mięśniowej

może tłumaczyć część przypadków nieswoistego bólu krzyża, należy poddać pod rozagę możliwe przyczyny zmian przebiegu procesów kontroli motorycznej.

#### 2.2.2.2. Alteracje aktywności fizjologicznej i ich podłoże

Tak jak zostało to już zaznaczone w podrozdziale 2.1.2. oraz 2.2.2.1., kluczową rolę w utrzymaniu efektywnej kontroli mięśniowej odgrywa informacja sensoryczna wstępująca do rdzenia kręgowego i wyższych pięter ośrodkowego układu nerwowego. Źródłem aferencji są tutaj bodźce mechaniczne (ucisk, wibracja, dotyk, rozciągnięcie tkanek, skurcz mięśnia, itp.) lub chemiczne (jak w przypadku stanu zapalnego tkanek miękkich okołostawowych bądź samego stawu). Po przekroczeniu wartości progowej, podniety przekształcane są w impulsy nerwowe za sprawą wyspecjalizowanych komórek czuciowych, to znaczy receptorów lub dzięki drażnieniu wolnych, czuciowych zakończeń nerwowych w tkankach. Ośrodkowy układ nerwowy przy pomocy dróg zstępujących generuje odpowiedź motoryczną.

Podłoża zaburzeń wspomnianych procesów można upatrywać w nieprawidłowościach sygnalizacji czuciowej, którą można by określić wspólnym terminem **dyssensytyzacji** (gr. *dys* – źle, ciężko oraz łac. *sensatio* – odczuwanie). W odpowiedzi na pytanie o przyczyny tego rodzaju błędów działania aparatu ruchu, pomocne są opracowania traktujące o urazach więzadeł oraz ich konsekwencjach dla motoryki. Utrata lub zmiana jakości informacji czuciowej w wyniku przebytego urazu więzadła może wpływać na zachwianie typowego wzorca aktywności mięśniowej (Johansson i wsp. 1991). Zmiana engramu motorycznego może z kolei prowadzić do powstawania suboptymalnych strategii stabilizacji stawu. W konsekwencji dochodzi do przyspieszonej degeneracji stawu i nasilenia procesów zwyrodnieniowych (Kim i wsp. 1995).

W latach 50. dwudziestego wieku przeprowadzono szereg badań potwierdzających ochronną rolę odruchów więzadłowo-mięśniowych w stabilizowaniu stawu kolanowego (Stener 1959; Andersson i wsp. 1959; Petersen i wsp. 1959; Stener i wsp. 1962). Mechanoreceptory łąkotek, torebki stawowej i więzadeł otaczających staw kolanowy – wśród których wyróżnia się receptory Ruffiniego, ciała blaszkowate Vater-Paciniego, receptory Golgiego oraz wolne zakończenia nerwowe – są źródłem impulsacji

dośrodkowej, uzupełniając mechaniczne właściwości ochronne tych tkanek. Potwierdzono, że w następstwie elektrycznej stymulacji więzadła pobocznego strzałkowego lub piszczelowego, wybiórczo zwiększa się aktywność elektromiograficzna mięśni – odpowiednio: bocznej lub przyśrodkowej strony uda (Kim i wsp. 1995). Wydaje się naturalnym, że podobne mechanizmy neurologicznego wsparcia w stabilizowaniu połączeń stawowych będą miały miejsce także w odniesieniu do stawów kręgosłupa. O ile jednak dobrze poznano specyfikę odruchów więzadłowo-mięśniowych na przykładzie więzadeł krzyżowych lub pobocznych stawu kolanowego, trudniej o podobne opracowania uwzględniające odruchowe powiązania mięśniowe dla aparatu więzadłowo-torebkowego kręgosłupa. W 1998 roku opublikowano pracę o ochronnych odruchach więzadłowo-mięśniowych kręgosłupa u kotów, zaznaczając zmiany aktywności bioelektrycznej mięśnia wielodzielnego w efekcie elektrycznej stymulacji więzadła nadkolcowego. Drażnienie więzadła miało odpowiadać jego rozciągnięciu podczas ruchów zgięcia kręgosłupa (czyli tzw. „kocięgo grzbietu” – dosłownie rzecz ujmując). Odruchowy, obustronny skurcz mięśni przykręgosłupowych, dzięki lepszej kontroli ruchu zgięcia (poprzez wygenerowanie sił wyprostnych) pozwala w tym przypadku zapobiec ewentualnemu uszkodzeniu stymulowanego więzadła, zachowując stabilność kręgosłupa (Stubbs i wsp. 1998). Ochronną rolę odruchów więzadłowo-mięśniowych w następstwie drażnienia więzadła nadkolcowego potwierdzono również u ludzi, rejestrując bezpośredni związek receptorów tegoż więzadła z aktywnością elektromiograficzną mięśnia wielodzielnego (Solomonow i wsp. 1998). Zagadnienie odruchowych reakcji mięśniowych być może zasługuje na bardziej wnikliwe obserwacje, zwłaszcza w aspekcie idiopatycznej dezorganizacji motorycznej mięśni tułowia. Interesująca może być również rola receptorów pozostałych tkanek okołokręgosłupowych w propriocepcji oraz utrzymywaniu strefy neutralnej (a zatem kontroli i ochronie) połączeń kręgosłupa. Niebagatelną rolę może tu odgrywać sensoryka powięzi, samych mięśni, ale także otrzewnej, czy też skóry. Popularne obecnie ujęcie osteopatyczne problemów bólowych kręgosłupa zwraca uwagę także na aspekt wisceralny bólów krzyża, znajdując pełne uzasadnienie wobec odruchów trzewno-somatycznych i bólu rzutowanego (Tamer i wsp. 2017; Head 1893).

W kontekście problemu dyssensytyzacji znaczenia nabiera pytanie o podłoże zmian fizjologicznej sygnalizacji czuciowej. Obok opisanych powyżej uszkodzeń struktur

więzadłowo-torebkowych, należy zastanowić się nad kondycją pozostałych zaopatrywanych czuciowo tkanek pasa lędźwiowo-biodrowego. Przebyte uszkodzenia ciała, zabiegi chirurgiczne, czy choroby narządów wewnętrznych z pewnością powinny być rozpatrywane jako potencjalne wytłumaczenie części przypadków nieswoistych dolegliwości dolnej części kręgosłupa, pozostając pierwotnymi przyczynami alteracji fizjologicznej aktywności mięśni brzucha. Wśród najczęstszych zdarzeń, które w sposób najbardziej bezpośredni mogłyby utrudniać skoordynowaną współpracę mięśni stabilizujących kręgosłup lędźwiowo-krzyżowy można wymienić:

- ingerencje chirurgiczne z przecięciem powłok brzucha (np. cesarskie cięcia, appendektomie, cholecystektomie, wszelkie zabiegi laparoskopowe, czy operacje ginekologiczne)

- uszkodzenia kręgosłupa i/lub tkanek otaczających (np. złamania kręgów, urazy obręczy biodrowej, uszkodzenia kości guzicznej, rany brzucha lub grzbietu)

- zabiegi epizjotomii oraz porody, w przebiegu których doszło do uszkodzenia tkanek krocza – skóry, więzadeł lub mięśni przepony moczowo-płciowej.

Spektrum zdarzeń zdrowotnych, które mogą predysponować do powstawania dolegliwości kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego rozszerza się wykładniczo wobec tensegracyjnych modeli funkcjonowania aparatu ruchu człowieka, obejmując urazy i uszkodzenia górnej części tułowia, głowy i szyi oraz kończyn. Stąd wnikliwa anamneza oraz czujne rozpatrzenie potencjalnych przyczyn zachwiania kontroli strefy neutralnej połączeń kręgosłupa są niezbędne w planowaniu fizjoterapii w sytuacji nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa.



## **Rozdział 3.**

### **Ultrasonograficzna ocena mięśni okolicy bocznej brzucha**

#### **Wprowadzenie**

Narzędziem szeroko wykorzystywanym w ocenie morfologii mięśni brzucha jest ultrasonografia w czasie rzeczywistym (Ferreira i wsp. 2004). Analiza obrazów uzyskanych za pomocą głowicy USG ma służyć określeniu kształtu i grubości poszczególnych warstw mięśni okolicy bocznej brzucha w pozycji spoczynkowej, podczas określonych ruchów lub po interwencji terapeutycznej (Penca Costa i wsp. 2009; Teyhen i wsp. 2005; Gill i wsp. 2007). Z uwagi na komfort zastosowania, nieinwazyjność i stosunkowo niewielkie koszty, badanie ultrasonograficzne może konkurować z badaniem elektromiograficznym (Ferreira i wsp. 2003 i 2004; Hodges i wsp. 2003b; Hides i wsp. 2007). Należy jednak pamiętać, że nie są to badania równoważne, ponieważ innych informacji dostarcza badanie elektromiograficzne, innych natomiast ultrasonografia (Linek 2017). Ważnymi zaletami badania USG są mobilność, relatywnie duża dokładność obrazu podczas badania struktur układu ruchu, a także brak konieczności ekspozycji osoby badanej na działanie szkodliwego promieniowania jonizującego (Wolny i wsp. 2012). W przypadku oceny układu mięśniowo-szkieletowego USG może rywalizować z tomografią komputerową, a nawet rezonansem magnetycznym – zwłaszcza w badaniu ścięgien i ich pochewek, więzadeł, torebek stawowych oraz chrząstek. Niewątpliwą zaletą badania ultrasonograficznego jest ponadto możliwość obrazowania tkanek w czasie rzeczywistym, co wydatnie poszerza wachlarz możliwości zarówno diagnostycznych, jak i terapeutycznych (Tan i wsp. 2003). Począwszy od roku 2006, obrazowanie ultrasonograficzne jest oficjalnie wykorzystywane przez fizjoterapeutów, ułatwiając postawienie diagnozy funkcjonalnej. Stosowane jest także w reedukacji motorycznej, jako sonofeedback (Whittaker i wsp. 2007; Teyhen 2006).

### 3.1. Ultrasonografia dla potrzeb fizjoterapii

Podczas sympozjum, przeprowadzonego w 2006 roku w San Antonio pod auspicjami Amerykańskiego Towarzystwa Fizjoterapii ustalono standardy wykorzystania USG w fizjoterapii. Uchwalono także oficjalną, międzynarodową nazwę ultrasonografii dla potrzeb fizjoterapii – Rehabilitative Ultrasound Imaging (RUSI) oraz wytyczne dotyczące szkolenia fizjoterapeutów w zakresie stosowania USG, zgodne z założeniami Światowej Federacji Ultrasonografii w Medycynie i Biologii. RUSI zdefiniowano jako „procedurę stosowaną przez fizjoterapeutów w celu oceny morfologii i funkcji mięśni oraz powiązanych z nimi tkanek podczas ćwiczeń i zadań ruchowych”. W założeniu, RUSI jest narzędziem wspomagającym interwencję terapeutyczną, służąc poprawie działania układu nerwowo-mięśniowego. Obejmuje zapewnienie pacjentowi oraz terapeutce informacji zwrotnej i zwiększa efektywność działań leczniczych.

Jakość badania ultrasonograficznego uwarunkowana jest trzema głównymi determinantami:

- doświadczeniem fizjoterapeuty w wykonywaniu badań USG, związanym z liczbą przeprowadzonych procedur
- manualnymi oraz technicznymi umiejętnościami osoby przeprowadzającej badanie
- gruntowną znajomością anatomii, jako podstawy prawidłowej interpretacji obrazu USG (McKiernan i wsp. 2010).

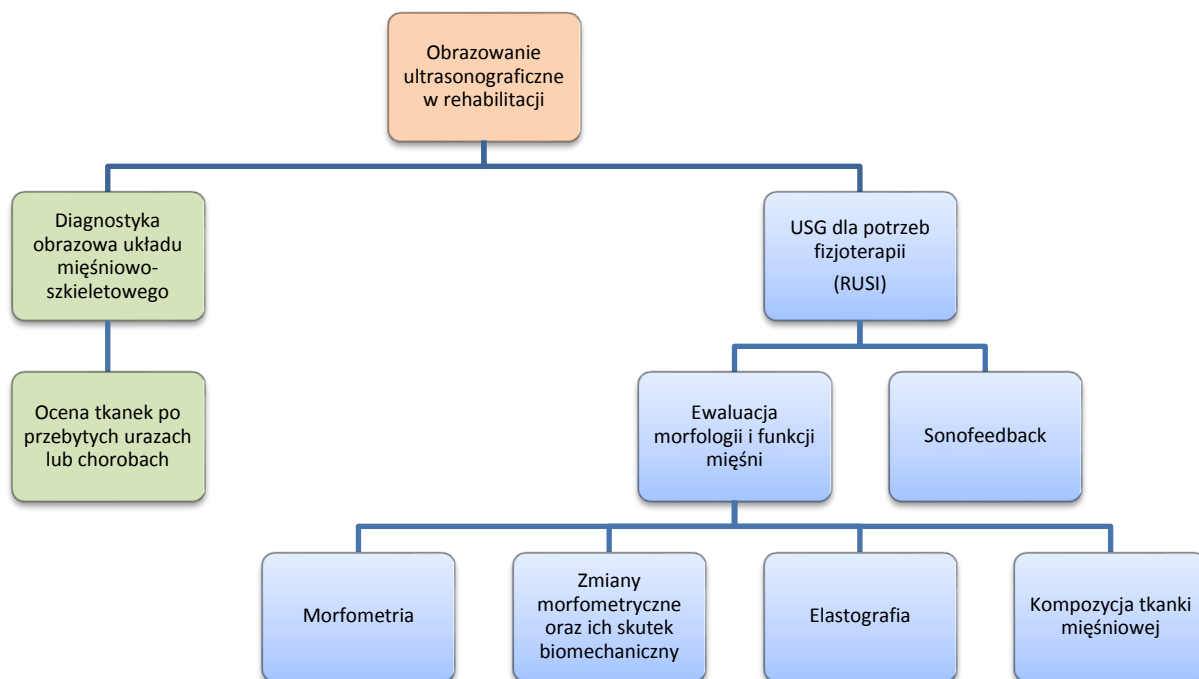
W latach 90. USG wykorzystano w badaniach nad morfologią lędźwiowej części mięśnia wielodzielnego, konstatując jego deteriorację wśród osób pozostających w ostrej lub podostrej fazie dolegliwości kręgosłupa lędźwiowego (Hides i wsp. 1994). Pomocne w uzyskaniu trwałych efektów leczniczych okazało się wówczas zastosowanie sprzężenia zwrotnego w postaci obrazu USG (tzw. sonofeedback), ułatwiającego proces reedukacji motorycznej (Hides i wsp. 1996 i 2001).

Zastosowanie obrazowania ultrasonograficznego w rehabilitacji obejmuje dwa obszary, z których pierwszy – będący domeną lekarzy specjalistów – dotyczy obrazowania układu mięśniowo-szkieletowego w celach diagnostycznych i służy ocenie stanu narządów po przebytych urazach lub chorobach. Drugim obszarem jest natomiast właściwy aspekt fizjoterapeutyczny USG, czyli RUSI, który obejmuje ewaluację struktury i funkcji mięśni

oraz wykorzystanie USG w mechanizmie sprzężenia zwrotnego. Oszacowanie morfologii mięśni zawiera w sobie kilka elementów, z których najważniejsze to:

- pomiary kształtu mięśnia – tzw. morfometria (np. długość, pole przekroju poprzecznego, grubość, objętość i kąt pennacji),
- pomiary zmian wymienionych wyżej cech budowy mięśnia (np. podczas skurczu) oraz wpływ tychże zmian na biomechanikę tkanek sąsiadujących, takich jak powięź lub trzewia,
- ocena ruchu i odkształceń tkanek – elastografia oraz USG wysokoklatkowe
- jakościowa ocena gęstości tkanki mięśniowej (ryc. 8).

Na początku 2007 roku, wykorzystanie ultrasonografii w swojej pracy deklarowało blisko 12% spośród 664 australijskich fizjoterapeutów biorących udział w badaniu ankietowym .



**Ryc. 8. Miejsce i zakres wykorzystania RUSI w rehabilitacji. Kolor zielony odpowiada czynnościom realizowanym przez lekarza specjalistę (Whittaker i wsp. 2007)**

### 3.2. Ultrasonografia w ocenie aktywności mięśni brzucha

Początki badań morfometrycznych tkanki mięśniowej z zastosowaniem obrazowania ultrasonograficznego sięgają drugiej połowy lat 60. ubiegłego wieku, znajdując w kolejnych dekadach miejsce w ocenie konsekwentnych obszarów ciała, jak chociażby okolice stożka rotatorów, mięśni przykręgosłupowych oraz okolicy bocznej brzucha, czy też dna miednicy (Ikai i wsp. 1968; Juul-Kristensen i wsp. 2000; Hides i wsp. 1995; Ferreira i wsp. 2004; Bernstein i wsp. 1991). Ekspansja badań ultrasonograficznych w ewaluacji tkanki mięśniowej znajduje uzasadnienie w związku z częstym zmniejszeniem wymiarów mięśnia w obrazie USG w przypadkach chorób i dysfunkcji (Grimaldi i wsp. 2009; Hides i wsp. 2008a). Obok wymiarów mięśnia, obrazowanie USG pozwala także na ocenę kompozycji tkanki mięśniowej pod względem obecności stłuszczeń, mięśniowo-powięziowych punktów spustowych, a także na oszacowanie wewnętrznej architektury mięśnia, w tym wielkości kąta pennacji (w przypadku mięśni, których włókna kurczliwe nie są równoległe do własnego ścięgna; łac. *penna* – pióro, skrzydło) (Strobel i wsp. 2005; Langevin i wsp. 2009; Sikdar i wsp. 2009; Lin i wsp. 2008; Zhou i wsp. 2008).

W związku z przypisywaniem mięśniom brzucha znamiennej roli w profilaktyce powstawania dolegliwości obszaru lędźwiowo-miednicznego, istnieje potrzeba obiektywnej, wiarygodnej, dokładnej i mierzalnej oceny wpływu fizjoterapii na ich funkcję (Teyhen i wsp. 2007). Ultrasonografia w czasie rzeczywistym wydaje się dostarczać potrzebnych informacji, pozwalając także na obserwacje głębszych warstw mięśni brzucha, do których nierzadko adresowane jest oddziaływanie usprawniające (Lee 2004; Richardson i wsp. 1999).

Ultrasonograficzna wizualizacja okolicy bocznej brzucha w płaszczyźnie poprzecznej pozwala uwidocznić cztery ciemniejsze warstwy tkanek hypoechogenicznych, przedzielone wyraźnymi, jasnymi blaszkami hyperechogenicznych powięzi. Poczynając od warstw najbardziej powierzchniowych, powięzi oddzielają od siebie skórę wraz z tkanką podskórną, mięsień skośny zewnętrzny brzucha, mięsień skośny wewnętrzny brzucha oraz mięsień poprzeczny brzucha. Pod powięzią poprzeczną widoczna jest zawartość jamy brzusznej (Zhou i wsp. 2008).

Badanie USG mięśni okolicy bocznej brzucha w spoczynku przeprowadza się w pozycji leżenia tyłem, ale dzięki zaletom tego rodzaju obrazowania, możliwe jest także wykonanie pomiarów w pozycji siedzącej, stojącej, w klęku podpartym lub w pozycjach funkcjonalnych. W ocenie ultrasonograficznej mięśni brzucha zastosowanie znajdują głowice liniowe lub wypukłe o częstotliwości próbkowania od 5 do 10 MHz.

Pomiary grubości mięśni okolicy bocznej brzucha charakteryzują się bardzo dobrymi wartościami współczynnika korelacji wewnątrzklasowej ICC. Warto zauważyć, że uśredniony wynik trzech pomiarów grubości mięśni brzucha w określonych warunkach biomechanicznych (np. podczas wciągnięcia brzucha) pozwala znacznie obniżyć wartości błędu standardowego w porównaniu z pomiarami jednorazowymi. Z kolei na podstawie błędu standardowego ustala się wartość najmniejszej wykrywalnej różnicy pomiaru – parametru ważnego zwłaszcza w odniesieniu do długofalowych obserwacji i badań nad zmianami grubości mięśni w czasie. Istotność (ang. *validity*) pomiarów USG mięśni brzucha określa się w oparciu o badania z użyciem rezonansu magnetycznego lub elektromiografii odpowiednio dla morfologii oraz aktywności tychże mięśni. W jednym z doniesień naukowych zasugerowano nieliniową zależność pomiędzy grubością mięśni brzucha w obrazie ultrasonograficznym a ich aktywnością elektromiograficzną. Według autorów wspomnianego opracowania, można wnioskować o zmianach aktywności mięśni skośnego wewnętrznego brzucha oraz poprzecznego brzucha w oparciu o zmiany ich cech morfometrycznych wyłącznie w odniesieniu do niskiego poziomu napięcia wolicjonalnego. Zmiany grubości nie mogą służyć oszacowaniu aktywności mięśnia skośnego zewnętrznego brzucha i są niemiernodajne w sytuacji umiarkowanego lub silnego napięcia dowolnego głębiej położonych mięśni brzucha (Hodges i wsp. 2003b). Ultrasonografia w czasie rzeczywistym jest badaniem odpowiednim i wiarygodnym w ocenie grubości mięśni brzucha, na co wskazują badania porównawcze z użyciem rezonansu magnetycznego (współczynnik korelacji wewnątrzklasowej 0,78-0,95) (Hides i wsp. 2006).

Oprócz aspektu strukturalnego, ultrasonografia umożliwia także oszacowanie funkcji, czy też behawioru mięśni brzucha. Wynika to z faktu koincydencji skurczu mięśnia ze zmianami jego kształtu (Misuri i wsp. 1997). Modyfikacje długości, grubości, czy też kąta pennacji włókien mięśniowych dostarczają istotnych danych o tonusie

spoczynkowym mięśni, zdolności pacjenta do wolicjonalnego lub odruchowego napięcia mięśni brzucha oraz koordynacji ich aktywności (Whittaker 2007a; Teyhen i wsp. 2005; Kiesel i wsp. 2008; Ferreira i wsp. 2004; Vasseljen i wsp. 2006).

Niezależnie od stopnia zbieżności zmian grubości mięśni brzucha z ich aktywnością bioelektryczną, należy zwrócić uwagę na opracowania porównujące morfologię mięśni brzucha pacjentów z dolegliwościami kręgosłupa z obrazem mięśni u osób bez objawów. W jednym z dostępnych opracowań tego rodzaju dokonano oceny USG grubości mięśni bocznej ściany brzucha u osób z dolegliwościami (n=20), porównując uzyskane dane z grupą kontrolną (n=24). Pomiary zebrano w pozycji spoczynkowej oraz podczas wciągnięcia dolnej części brzucha w klęku podpartym. Wśród badanych z objawami stwierdzono istotnie mniejszy przyrost grubości mięśnia poprzecznego brzucha podczas próby jego aktywizacji, aniżeli w grupie kontrolnej. Nie zaobserwowano istotnych różnic pomiędzy obu grupami w aspekcie zmian grubości mięśni skośnych brzucha oraz grubości spoczynkowej wszystkich trzech mięśni okolicy bocznej brzucha (Critchley i wsp. 2002). Przytoczone wyniki wydają się potwierdzać spostrzeżenia kolejnego zespołu naukowców, tym razem poczynione na podstawie obserwacji USG w grupie dziesięciu osób z nawracającymi dolegliwościami kręgosłupa. Zebrane dane porównano z wynikami pomiarów w grupie asymptomatycznej o tej samej liczebności. Dodatkowym atutem drugiego z badań było porównanie zarejestrowanych ultrasonograficznie zmian grubości mięśnia z pomiarami elektromiograficznymi, których wyniki korespondowały z badaniem USG (Vasseljen i wsp. 2006).

## Rozdział 4.

### Cel i założenia rozprawy

Nie później niż od czasu, gdy swe tezy głosili Francis Bacon i Kartezjusz, człowiek dąży do upewnienia się w swoich twierdzeniach. Również dzisiaj nie należy porzucać naukowego sceptycyzmu, starając się zachować niezbędny dystans względem powszechnie przyjmowanych opinii i założeń. Potrzeba postawy krytycznej jest bardzo wyraźna w naukach medycznych. Zagadnienie dolegliwości kręgosłupa to jeden z wielu obszarów wciąż wymagających dokładniejszego poznania, pomimo istnienia zaawansowanych technik obrazowania ludzkiego ciała oraz szczegółowej wiedzy z zakresu patofizjologii, biomechaniki, czy anatomii. Uszkodzenia krążka międzykręgowego i popularna „dyskopatia” nie stanowią zadowalającego wytłumaczenia podłoża bólu kręgosłupa. Stąd próby ustalenia innej etiopatogenezy.

Mechanizm głębokiej stabilizacji i jego znaczenie dla profilaktyki i leczenia nieswoistych dolegliwości bólowych kręgosłupa lędźwiowego są źródłem polemiki w środowisku badawczo-naukowym fizjoterapeutów. Powszechne poglądy na temat roli głębokich mięśni brzucha w zapewnianiu optymalnych warunków biomechanicznych okolicy biodrowo-lędźwiowej wymagają rewizji w świetle doniesień o braku związku tychże mięśni z występowaniem dolegliwości kręgosłupa lędźwiowego. Jednocześnie — w dobie stopniowego usamodzielniania zawodu fizjoterapeuty w Polsce — istnieje coraz wyraźniejsza potrzeba zunifikowania standardów postępowania w przypadku zwykłego bólu krzyża, co może się przyczynić do wzrostu skuteczności leczenia, a także obniżenia kosztów absencji chorobowej i prezenteizmu na tle bólu kręgosłupa. Warunkiem *sine qua non* takiego ujednoczenia pozostaje jednak udoskonalenie algorytmu diagnostyczno-terapeutycznego w nieswoistych bólach kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego.

Szacuje się, że NDBK dotyczy znakomitej większości pacjentów z bólem krzyża (Dillingham 1995; O’Sullivan 2005). W grupie dziesięciu osób z dolegliwościami

bólowymi kręgosłupa, tylko jedna może liczyć na precyzyjne ustalenie przyczyny choroby i adekwatne leczenie (Waddell 2005). U pozostałych cierpiących leczenie będzie intuicyjne i niespecyficzne.

W związku z potrzebą ciągłych badań i poszukiwań mających na celu uściślenie sposobu postępowania w problemach dolnej części kręgosłupa, określanych jako nieswoiste, sformułowano ogólny cel pracy doktorskiej oraz szczegółowe pytania badawcze.

Celem niniejszej pracy jest ultrasonograficzna ocena mięśni bocznej ściany brzucha u osób po 30. roku życia, u których stwierdzono nieswoiste dolegliwości bólowe kręgosłupa lędźwiowego oraz porównanie skompletowanych wyników z pomiarami przeprowadzonymi w grupie osób asymptomatycznych.

Podjęto próbę odpowiedzi na następujące pytania badawcze:

1. Czy istnieje związek pomiędzy grubością mięśni bocznej ściany brzucha w obrazie USG a występowaniem nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa?
2. Czy osoby z NDBK wykazują zmieniony wzorzec zmian grubości mięśni okolicy bocznej brzucha w stosunku do osób bez objawów i na czym polegają ewentualne różnice?
3. Czy grubość mięśni bocznej ściany brzucha jest symetryczna oraz czy ewentualne asymetrie współwystępują z NDBK?
4. Czy wzorzec zmian grubości mięśni brzucha zmienia się wraz z wiekiem?
5. Czy grubość mięśni okolicy bocznej brzucha zależy od przyjętej pozycji ciała?

Ustalenie odpowiedzi na wymienione pytania badawcze wiąże się z przyjęciem bądź odrzuceniem kolejnych hipotez:

1. Osoby z nieswoistymi dolegliwościami dolnej części kręgosłupa cechują się inną grubością mięśni okolicy bocznej brzucha aniżeli badani bez objawów.
2. Wzorzec zmian grubości mięśni brzucha u osób z NDBK różni się od wzorca obserwowanego w grupie osób asymptomatycznych.
3. Asymetria grubości mięśni brzucha towarzyszy nieswoistym dolegliwościom bólowym dolnej części kręgosłupa.



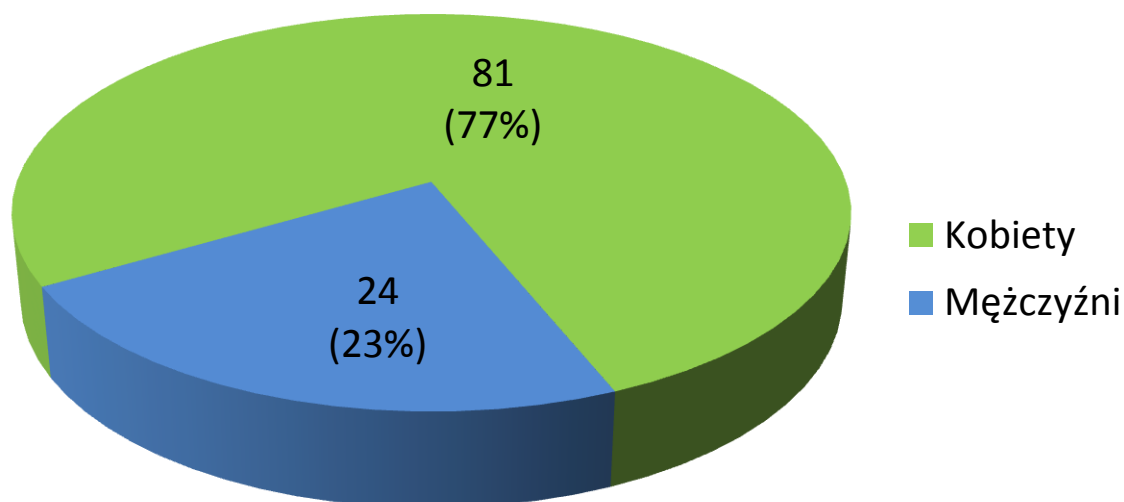
4. Wzorzec zmian grubości mięśni brzucha nie zależy od wieku.
5. Grubość mięśni brzucha zmienia się w zależności od przyjętej pozycji ciała

## Rozdział 5.

### Material i metody badań

#### 5.1. Charakterystyka materiału badawczego

W badaniach wzięło udział 105 osób: 24 mężczyzn i 81 kobiet (rycina 9). Ogół badanych stanowili ochotnicy w wieku powyżej 30 lat, zamieszkujący województwo śląskie. Nie ustalono górnej granicy wieku badanych. Uczestników podzielono na dwie grupy. Jedną z nich była grupa kontrolną i obejmowała osoby bez dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa. Drugą grupę stanowili badani z nieswoistymi dolegliwościami tego obszaru. Uczestnicy badań z dolegliwościami kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego zostali zbadani przez lekarza specjalistę w celu wykluczenia swoistych patologii kręgosłupa, jako możliwego źródła bólu.



Ryc. 9. Rozkład płci ogółu badanych

W związku z potrzebą wyłonienia chorych nieposiadających radikulopatii i/lub poważnych patologii kręgosłupa, ustalono następujące kryteria włączenia do badań:

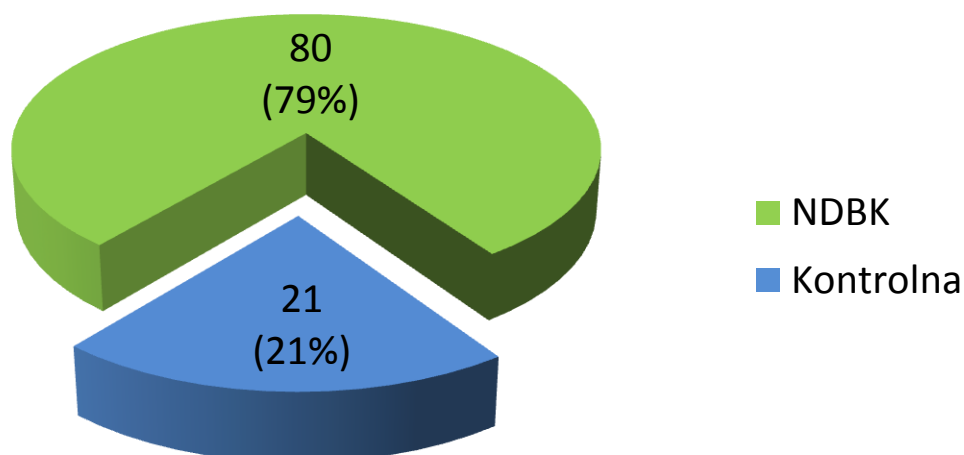
- wykluczenie przez lekarza specjalistę specyficznych patologii kręgosłupa (takich jak radikulopatia, złamanie kręgu, zespół ogona końskiego, zmiany nowotworowe, infekcje, zmiany osteoporotyczne, choroby zapalne kręgosłupa, deformacje strukturalne lub inne zdefiniowane schorzenia kręgosłupa)
- obecność nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa (jako konsekwencja spełnienia pierwszego kryterium)
- brak aktualnych objawów uniemożliwiających realizację badań
- relatywnie dobre samopoczucie w dniu badania.
- zgoda ochotnika na udział w badaniach, po słownym wyjaśnieniu przez badającego sposobu ich przeprowadzenia

Kryteria wyłączenia z udziału w badaniach obejmowały:

- brak woli wzięcia udziału w badaniach
- obecność swoistych problemów kręgosłupa lędźwiowego, stwierdzonych przez lekarza specjalistę
- obecność wrodzonych lub nabytych deficytów układu ruchu, uniemożliwiających dokonanie pomiarów
- schorzenia natury psychicznej
- przyjmowanie leków wywierających wpływ na stan układu nerwowego i/lub napięcie mięśni
- brak współpracy uczestnika z zespołem badawczym.

Przydzielenia ochotników do grupy NDBK lub kontrolnej dokonywano na podstawie odpowiedzi udzielonych w kwestionariuszach. Do grupy kontrolnej zakwalifikowano respondentów z wynikiem poniżej 5 punktów w skali VAS (Jensen i wsp. 2003). Określenie natężenia bólu odnosiło się do aktualnego samopoczucia badanych, obejmując okres ostatnich 2 tygodni. W grupie badanej znalazły się osoby z różnym nasileniem aktualnych dolegliwości bólowych kręgosłupa (powyżej 4 punktów VAS), z zastrzeżeniem kryteriów włączenia do badań (kryterium trzecie i czwarte) (rycina 10). Badanie dla

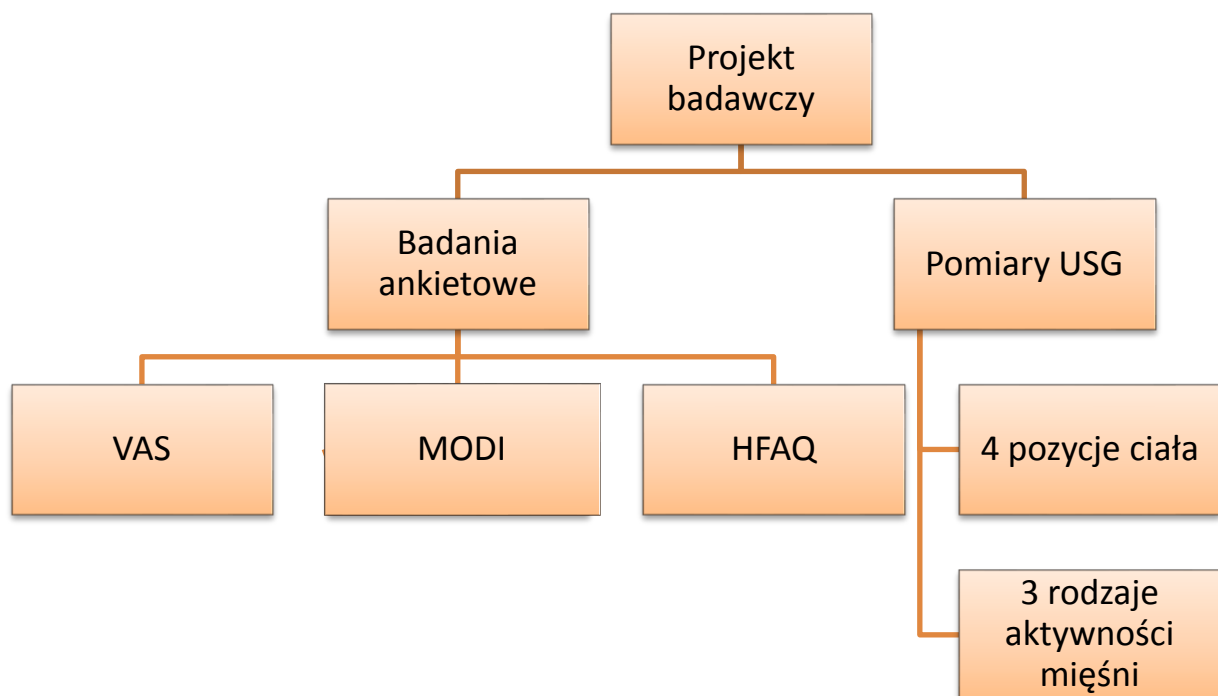
każdego z uczestników miało charakter jednorazowy, o ile możliwe było skompletowanie wszystkich niezbędnych pomiarów i danych ankietowych.



Ryc. 10. Podział ogółu badanych na grupę kontrolną oraz z nieswoistymi dolegliwościami bólowymi dolnej części kręgosłupa

## 5.2. Metodyka badań

Zrealizowane badania podzielono na dwie części, z których pierwsza miała na celu zebranie danych w oparciu o stosowne kwestionariusze, natomiast druga obejmowała właściwe pomiary ultrasonograficzne mięśni okolicy bocznej brzucha (rycina 11).



**Ryc. 11. Ogólna struktura przeprowadzonych badań.** VAS – visual analogue scale, MODI – modified Oswestry disability index, HFAQ – hannover functional ability questionnaire

### 5.2.1. Badania ankietowe

W badaniach ankietowych wykorzystano kwestionariusze oraz skale oceny dolegliwości bólowych, umożliwiające ustalenie stopnia dolegliwości oraz ich wpływu na funkcjonowanie badanych. Do oceny natężenia odczuwanego bólu posłużyła skala VAS (Visual Analogue Scale) (McCormack i wsp. 1988). Zastosowano skalę jednowymiarową, ciągłą, o przebiegu horyzontalnym, posiadającą określenia skrajnych wartości: „brak bólu” (0 punktów) oraz „niewyobrażalnie silny ból” (100 punktów) (Huskisson 1974; Jensen i wsp. 1986; Burckhardt i wsp. 2003; Ferraz i wsp. 1990). Skala o długości 100 mm pozbawiona była pośrednich oznaczeń stopnia natężenia bólu, aby uniknąć nagromadzenia wyników wokół symboli, określeń lub liczb (Scott i wsp. 1976). Zadaniem ankietowanych było oznaczenie na skali pionową kreską stopnia natężenia bólu kręgosłupa (Joyce i wsp. 1975). Wynik odczytywano przy pomocy linijki, mierząc odległość między początkiem skali (oznaczenie „brak bólu”) a sygnaturą respondenta. Wynik w milimetrach odpowiadał

liczbie punktów – od 0 do 100, pozwalając zaklasyfikować badanych do jednej z trzech grup:

- osoby bez dolegliwości – wynik 0 do 4
- osoby z bólem lekkim lub umiarkowanym – wynik 5 do 74
- osoby z bólem ostrym – wynik 75 do 100 (Jensen i wsp. 1986 i 2003).

Badani pierwszej grupy utworzyli grupę kontrolną, to znaczy osoby bez dolegliwości nieswoistych kręgosłupa lędźwiowego.

Skalę bólu uzupełniono o kwestionariusze służące ocenie stopnia niepełnosprawności ankietowanych: zmodyfikowany indeks Oswestry oraz kwestionariusz hanowerski. MODI (Modified Oswestry Disability Index) w połączeniu ze skalą oceny bólu jest bardziej miarodajnym narzędziem służącym kwantyfikacji stopnia niepełnosprawności badanych, niż prosta ocena stopnia uszkodzenia tkanek lub testy wyizolowanych funkcji (Pengal i wsp. 2004). Kwestionariusz Oswestry składa się z dziesięciu części, odpowiadających różnym obszarom życia oraz możliwościom funkcjonalnym osoby badanej:

- intensywność bólu
- higiena osobista
- podnoszenie
- chodzenie
- siedzenie
- stanie
- sen
- życie towarzyskie
- podróżowanie
- praca (zatrudnienie lub prace domowe)

Każdej części przypisano sześć propozycji odpowiedzi, punktowanych od 0 do 5. Respondent zaznaczał tę, która najlepiej oddaje jego aktualną sytuację. Wynikiem badania jest suma punktów przypisanych poszczególnym odpowiedziom, podana jako wartość procentowa od 0 do 100%. Rezultat procentowy można łatwo ustalić podwajając sumę uzyskanych punktów, pod warunkiem, że udzielono odpowiedzi na wszystkie pytania (np.  $25 \times 2 = 50$ , czyli wynik to 50%). Zmodyfikowany indeks Oswestry jest łatwą w realizacji

formą ilościowej oceny stopnia niepełnosprawności, a jednocześnie charakteryzuje go wysoka wiarygodność (współczynnik korelacji wewnątrzklasowej ICC=0,9, wartość 95-procentowego przedziału ufności CI=0,78-0,96) (Fritz 2001).

Drugi z kwestionariuszy (Hannover Functional Ability Questionnaire) służył samoocenie ograniczeń sprawności wynikających z dolegliwości kręgosłupa lędźwiowego (Kohlmann i wsp. 1996). 12 pytań zawartych w ankiecie dotyczyło prozaicznych czynności wykonywanych na co dzień. Na każde z pytań respondent udzielał jednej z trzech możliwych odpowiedzi, określających sposób realizacji danej czynności. Sposób sformułowania odpowiedzi (jednakowe opcje dla każdego z pytań) nawiązywał do skali Likerta z 1932 roku:

- czynność nie sprawia trudności
- czynność sprawia trudności
- czynność możliwa do realizacji wyłącznie z pomocą (Likert 1932).

Wynik ankiety zawiera się w przedziale od 0 (całkowite zachowanie funkcji) do 100 (silnie ograniczona funkcja) punktów, przy czym rezultat powyżej 30 punktów świadczy o klinicznie istotnych ograniczeniach motorycznych (Hamre i wsp. 2009). Światowa Organizacja Zdrowia sytuuje kwestionariusz hanowerski wśród trzech najtrafniejszych instrumentów stosowanych w ocenie zaburzeń kręgosłupa (World Health Organization 2003).

### **5.2.2. Metodyka badań ultrasonograficznych**

Badania ultrasonograficzne przeprowadzono w budynkach Akademii Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach. Przebieg badania i kolejność poszczególnych pomiarów były identyczne dla wszystkich uczestników badań.

Obrazowania ultrasonograficznego dokonano za pomocą dwóch aparatów USG Honda HS2000 z głowicą linearną, jednocześnie po obu stronach ciała. Głębokość penetracji fali ultradźwiękowej wynosiła 5,76 cm, a częstotliwość próbkowania 7,5 MHz. Grubość poszczególnych mięśni mierzono w środkowej części obrazu ultrasonograficznego, prostopadle do przebiegu badanych mięśni, ok. 2 cm od przyśrodkowego brzegu mięśnia poprzecznego brzucha, to znaczy miejsca przejścia

rozciągną tego mięśnia w tylną pochewkę mięśnia prostego brzucha (Pena Costa i wsp. 2009). Głowicę USG przykładano na przebiegu linii sutkowej, na wysokości pępka. W zależności od indywidualnych cech budowy ciała osoby badanej, dokładne miejsce pomiaru mogło znajdować się nieco bardziej przyśrodkowo lub bocznie w stosunku do punktu przecięcia linii sutkowej z poprzeczną linią poprowadzoną na wysokości pępka, co było podyktowane potrzebą precyzyjnego zobrazowania trzech warstw mięśni okolicy bocznej brzucha (Teyhen i wsp. 2007). Obraz USG w trybie B-mode aparatu ultrasonograficznego zatrzymywano zawsze w końcowej fazie wydechu osoby badanej, aby uniknąć wpływu ruchów oddechowych na rezultaty pomiarów (Whittaker 2007b).

Pomiary grubości mięśni okolicy bocznej brzucha objęły cztery pozycje ciała badanego:

- leżenie tyłem
- klęk podparty
- pozycję siedzącą
- pozycję stojącą.

W poszczególnych pozycjach ciała pomiarów dokonywano w kolejnych warunkach biomechanicznych:

- z rozluźnionymi mięśniami brzucha
- podczas wolicjonalnego napięcia izometrycznego mięśni brzucha
- podczas manewru wciągnięcia dolnej części brzucha

Dodatkowo oceniano morfologię mięśni brzucha w teście czynnego uniesienia wyprostowanej w stawie kolanowym kończyny dolnej (test ASLR – ang. *active straight leg raise*) do ok. 30° zgięcia w stawie biodrowym.

W pozycjach spoczynkowych oraz dla każdej z czynności w kolejnych ustawieniach ciała kompletowano trzy pomiary USG, celem ustalenia wartości średniej na etapie analizy wyników. Powtarzanie pomiarów i uśrednianie uzyskanych wyników zapewnia wysoką rzetelność dokonywanych obserwacji, na poziomie współczynnika korelacji wewnątrzklasowej ICC równego 0,86-0,98 (Gnat i wsp. 2012).

Badania z wykorzystaniem ultrasonografii w czasie rzeczywistym wskazują na bardzo dobrą rzetelność pomiarów wśród osób z dolegliwościami nieswoistymi kręgosłupa, zwłaszcza w pozycjach spoczynkowych (Ainscough i wsp. 2006; Beazell i



wsp. 2006; Bunce i wsp. 2002; Norasteh i wsp. 2007; Kidd i wsp. 2002). Błąd standardowy pomiaru oraz najmniejsza wykrywalna zmiana dla badań USG mięśni brzucha oscylują wokół korzystnie niskich wartości (Ferreira i wsp. 2003; Hides i wsp. 2007; John i wsp. 2007; McMeeken i wsp. 2004).

### 5.2.3. Statystyczne opracowanie wyników badań

Dane z pomiarów ultrasonograficznych oraz badań kwestionariuszowych zgromadzono w arkuszu kalkulacyjnym Excel firmy Microsoft (wersja MS Office 2010), gdzie nadano nazwy poszczególnym zmiennym i dokonano wstępnej obróbki statystycznej poprzez obliczenie wartości średnich z trzech kolejnych pomiarów grubości mięśni w danych warunkach (pozycja ciała oraz rodzaj aktywności mięśni), a także wartości współczynników zmian grubości mięśni ( $W$ ), wyliczanych na podstawie wzoru 5.1, które wykorzystano w dalszych analizach.

$$W = \frac{\text{grubość mięśnia podczas aktywności} - \text{grubość mięśnia w spoczynku}}{\text{grubość mięśnia w spoczynku}} \times 100\% \quad (5.1)$$

Na przykład współczynnik zmiany grubości lewego mięśnia poprzecznego brzucha podczas manewru wciągnięcia dolnej części brzucha w pozycji stojącej obliczano zgodnie z powyższym wzorem w następujący sposób:

$$W_{St\ AHM\ L\ Tra} = \frac{5,48\text{mm} - 3,81\text{mm}}{3,81\text{mm}} \times 100\% \approx 43,832\%$$

gdzie:  $W_{St\ AHM\ L\ Tra}$  – współczynnik zmiany grubości mięśnia poprzecznego brzucha (Tra) po stronie lewej (L) podczas manewru wciągnięcia brzucha (AHM) w pozycji stojącej (St).

Wynik uzyskany w powyższym przykładzie oznacza przyrost grubości badanego mięśnia o ok. 43,8%. Ujemne wartości współczynników wskazywały na zmniejszenie grubości mięśnia.

Do dalszych analiz statystycznych oraz ich graficznej prezentacji wykorzystano program STATISTICA firmy StatSoft, wersja 13.1. Statystyki opisowe posłużyły scharakteryzowaniu cech biometrycznych badanej próby, określając minima i maksima, wartości średnie, rozkłady ilościowe i procentowe oraz odchylenia standardowe. W celu ustalenia związku zmian grubości mięśni brzucha z występowaniem problemów kręgosłupa wykorzystano metody regresji logistycznej oraz regresji wielorakiej, badając wpływ wyłonionych wcześniej czynników na wynik kwestionariuszowego badania poziomu dolegliwości. Jednoczynnikowa analiza wariancji ANOVA posłużyła ocenie różnic w zmianach grubości mięśni bocznej ściany brzucha między przedstawicielami grupy kontrolnej a badanymi z nieswoistymi dolegliwościami bólowymi dolnej części kręgosłupa. Dzięki spełnieniu założenia o jednorodności wariancji, test *t*-Studenta dla prób niezależnych mógł zostać wykorzystany celem porównania symetrii grubości mięśni bocznej ściany brzucha w grupie z NDBK oraz kontrolnej. W celu ustalenia kształtu ewentualnych związków wieku osób badanych z występowaniem zmian grubości mięśni brzucha, poszukiwano wartości współczynnika korelacji Pearsona, natomiast test *t*-Studenta dla prób niezależnych ponownie zastosowano porównując grubości mięśni brzucha w różnych pozycjach ciała.

W niniejszej pracy zaakceptowano 5% prawdopodobieństwo popełnienia błędu pierwszego rodzaju, zatem poziom istotności przeprowadzanych statystyk wynosi  $\alpha = 0,05$ . Z uwagi na braki danych usunięto 4 przypadki, dlatego do właściwych obliczeń wykorzystano 101 rekordów.

## Rozdział 6.

### Wyniki

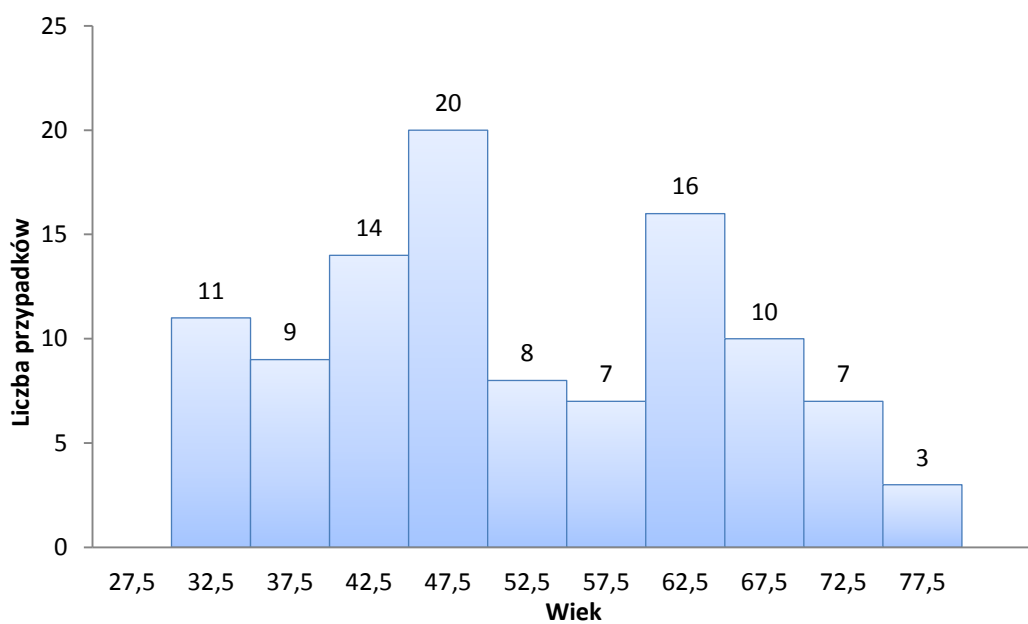
#### 6.1. Statystyki opisowe i porównawcze

W celu scharakteryzowania badanej próby wykonano obliczenia podstawowe statystyk opisowych dla ogółu badanych, uwzględniając wiek, wysokość i masę ciała oraz wskaźnik BMI (Body Mass Index) wszystkich uczestników badania (Tabela 3.)

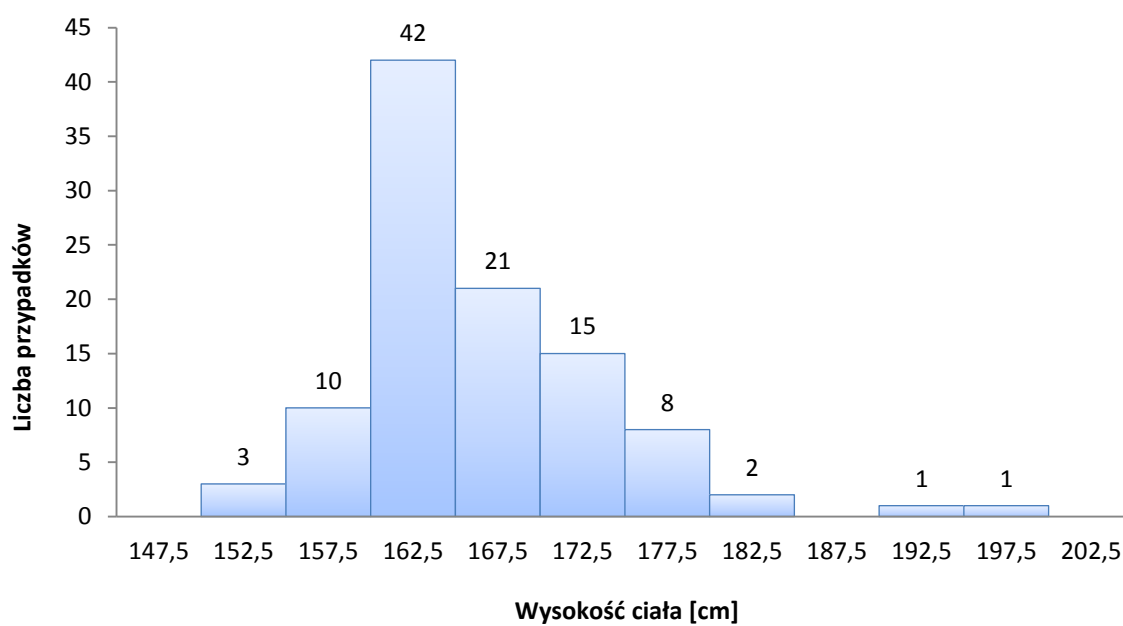
Tabela 3. Statystyki opisowe ogółu badanych

Parametr	<i>n</i>	$\bar{x}$	<i>s</i>	<i>me</i>	<i>min</i>	<i>max</i>	<i>Q1</i>	<i>Q3</i>	<i>Skośność</i>	<i>Kurtoza</i>
Wiek	101	51,75	13,2	49	30	76	41	63	0,05	-1,12
Wys. ciała	99	1,65	0,07	1,64	1,5	1,97	1,6	1,7	1,29	3,7
Masa ciała	99	71,16	13,07	70	46	105	62	80	0,44	-0,09
BMI	99	25,92	4,14	26,17	17,97	36,16	22,58	28,26	0,36	-0,43

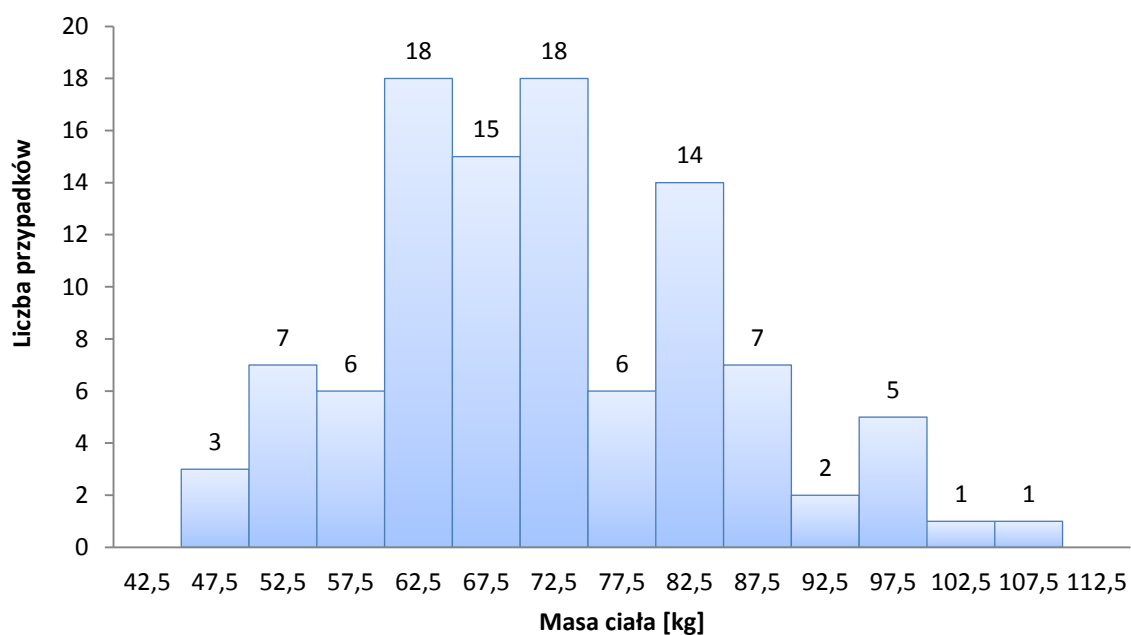
*n* – liczba ważnych obserwacji,  $\bar{x}$  – średnia arytmetyczna, *s* – odchylenie standardowe, *me* – mediana, *min* – wartość najmniejsza, *max* – wartość największa, *Q1* – kwartył dolny, *Q3* – kwartył górny, BMI – Body Mass Index



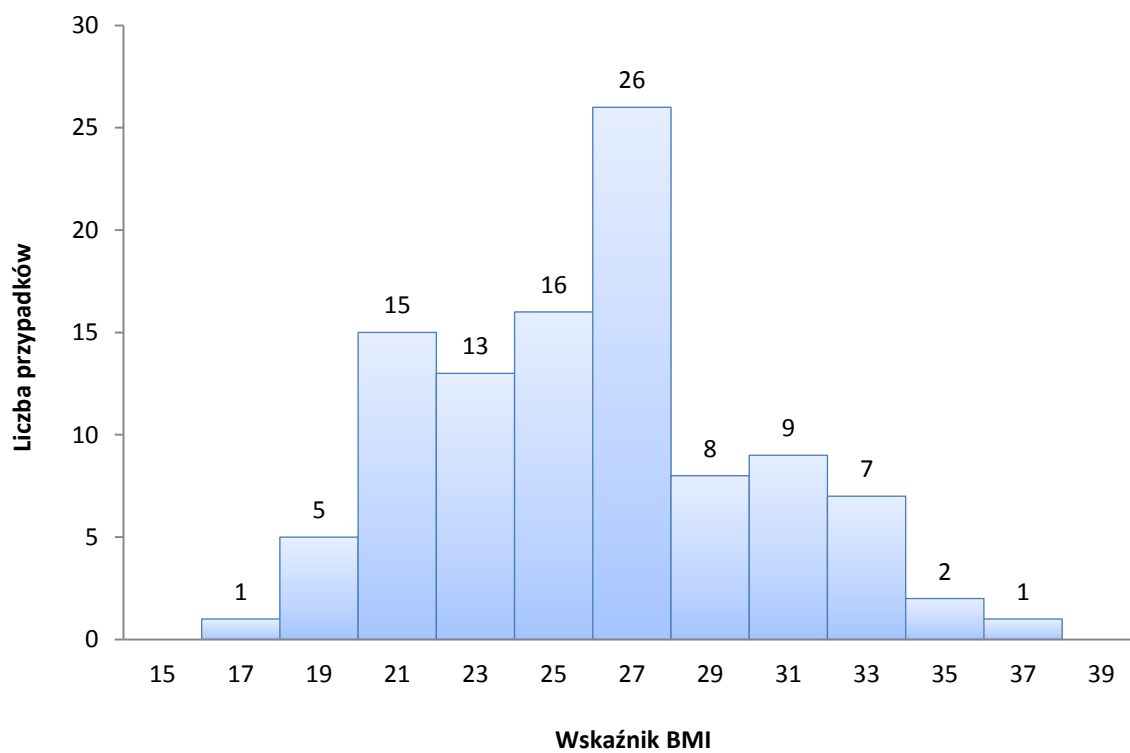
Ryc. 12. Rozkład wieku ogółu badanych



Ryc. 13. Rozkład wysokości ciała ogółu badanych



Ryc. 14. Rozkład masy ciała ogółu badanych



Ryc. 15. Rozkład wskaźnika BMI ogółu badanych

Z powyższych danych wynika, że wiek i wysokość ciała w badanej populacji nie mają rozkładu normalnego.

Rozkład wieku badanych jest rozkładem bimodalnym, wykazującym dwa maksima: najczęściej badani liczyli sobie pomiędzy 45 a 50 lat oraz pomiędzy 60 a 65 lat. Próby normalizacji danych z wykorzystaniem standaryzacji wartości zmiennej, eliminacji wartości odstających lub przekształcenia Boxa-Coxa nie pozwalają w tym przypadku na uzyskanie normalnego rozkładu tejże zmiennej.

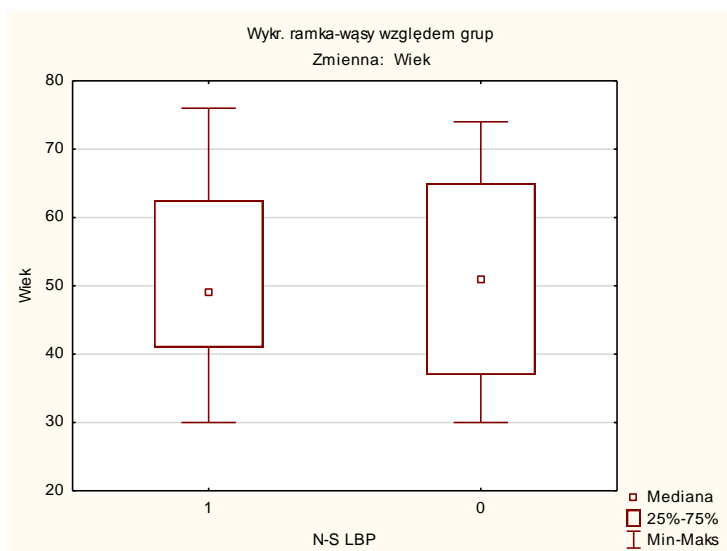
O anormalności rozkładu wysokości ciała badanych zdecydowały wartości odstające, ponieważ powtórzenie badania po usunięciu przypadków odstających wskazuje na rozkład normalny badanej cechy. Znormalizowanie tej zmiennej nie miało znaczenia w trakcie głównych obliczeń wynikających z treści pytań badawczych, dlatego zdecydowano, aby nie eliminować odstających wartości wysokości ciała badanych.

Bliższe krzywej Gaussa są natomiast histogramy dla masy ciała i wskaźnika BMI badanych, dla których na poziomie istotności różnic  $\alpha = 0,05$  nie ma podstaw do odrzucenia hipotezy o zgodności rozkładu badanych cech z rozkładem normalnym.

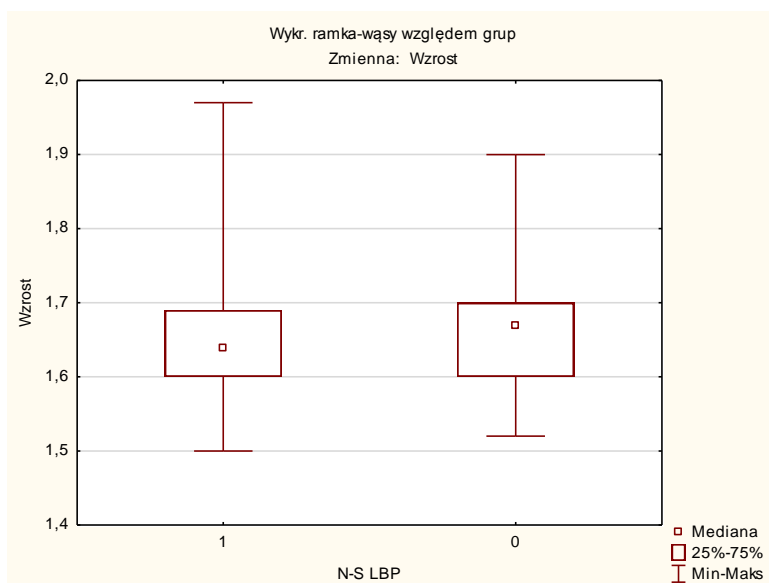
W dalszej części analizy dokonano podziału na grupę kontrolną i grupę z nieswoistymi dolegliwościami bólowymi dolnej części kręgosłupa (NDBK) na podstawie poziomu odczuwanego bólu, zgodnie z opisem w podrozdziale 5.1. Zbadano założenie o homogeniczności tychże grup, przyjmując rezultat w skali VAS jako zmienną grupującą (tabela 4). Ze względu na niespełnienie założenia o normalności rozkładu w przypadku wieku i wysokości ciała badanych wykorzystano nieparametryczny test  $U$  Manna-Whitneya. Jednorodność rozkładu wartości masy ciała i wskaźnika BMI dla grup NDBK i kontrolnej oceniono stosując test  $t$ -Studenta dla prób niezależnych.

**Tabela 4. Wyniki testu  $U$  Manna-Whitneya dla oceny homogeniczności grup NDBK i kontrolnej**

Zmienna	Wartość statystyki $U$	Wartość statystyki $Z$	Poziom istotności $p$
Wiek	827	0,104673	0,916635
Wysokość ciała	723,5	-0,815471	0,414803



Ryc. 16. Porównanie wieku badanych w grupach NDBK i kontrolnej. 1-grupa NDBK, 0-grupa kontrolna



Ryc. 17. Porównanie wysokości ciała badanych w grupach NDBK i kontrolnej. 1-grupa NDBK, 0-grupa kontrolna

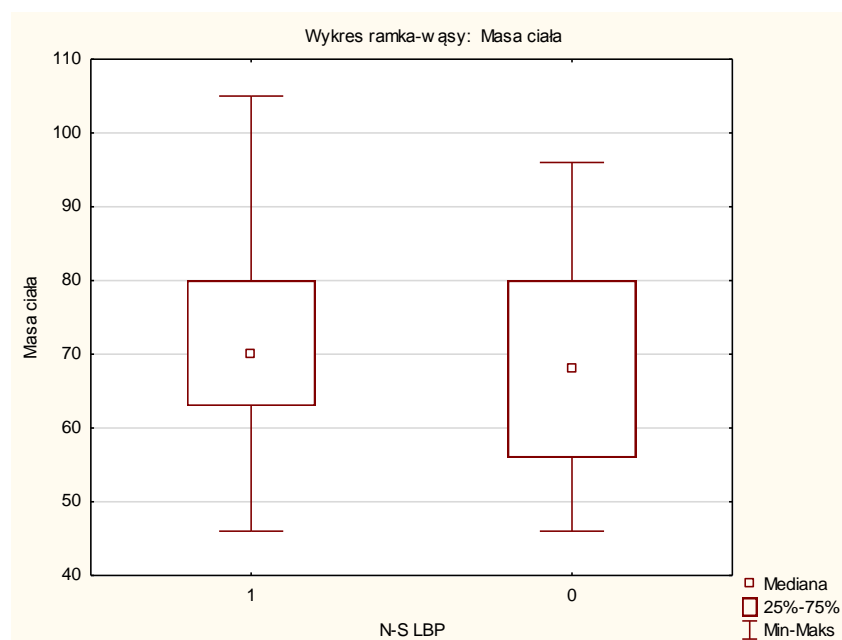
Jak wynika z tabeli 4, poziom istotności  $p$  dla statystyki  $Z$ , uwzględniającej dużą liczebność prób ( $n > 20$ ) jest większy od  $\alpha$ , dlatego też hipotezę zerową o braku istotnych

statystycznie różnic pomiędzy grupą badaną i kontrolną w kontekście wieku i wysokości ciała badanych należy przyjąć jako prawdziwą.

W przypadku masy ciała oraz wskaźnika BMI, dzięki spełnieniu założenia o normalności rozkładu oraz jednorodności wariancji, możliwe było zastosowanie parametrycznego testu *t*-Studenta dla prób niezależnych. Wyniki badania zaprezentowano w tabeli 5.

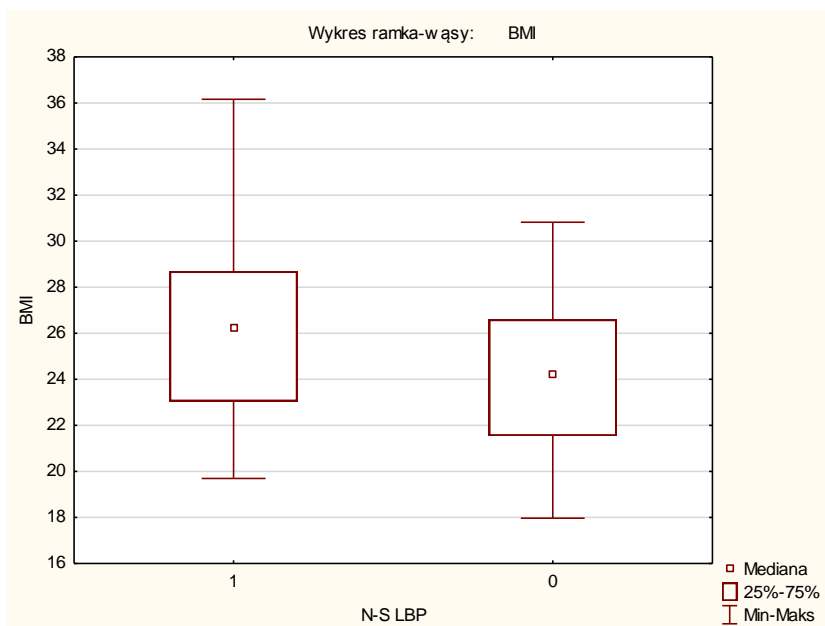
**Tabela 5. Rezultaty testu *t*-Studenta dla prób niezależnych dla zmiennych masa ciała oraz BMI**

Zmienna	Grupa (średnia ± odch. stand.)		Wartość statystyki <i>t</i>	Poziom istotności <i>p</i>
	NDBK	Kontrolna		
Masa ciała	71,71±12,64	69,05±14,67	0,832	0,408
Wskaźnik BMI	26,26±4,15	24,66±3,98	1,586	0,116



**Ryc. 18. Porównanie masy ciała badanych w grupach NDBK i kontrolnej. 1-grupa NDBK, 0-grupa kontrolna**





**Ryc. 19. Porównanie wskaźnika BMI badanych w grupach NDBK i kontrolnej. 1-grupa NDBK, 0-grupa kontrolna**

Jak wynika z przeprowadzonych obliczeń, również pod względem masy ciała oraz BMI, grupy nie różnią się między sobą w sposób istotny statystycznie ( $p > 0,05$ ). Z uwagi na dysproporcję w liczebności grup NDBK i kontrolnej, jednorodność wariancji oceniono za pomocą testu Browna-Forsyth'a. Założenie testu  $t$ -Studenta o homogeniczności wariancji zostało spełnione.

Przeprowadzone testy wskazują, że grupy NDBK i kontrolna nie różnią się w sposób istotny statystycznie pod względem wartości parametrów biometrycznych na poziomie istotności  $\alpha = 0,05$ .

## 6.2. Analiza zależności pomiędzy grubością mięśni brzucha a występowaniem nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa

### 6.2.1. Wyniki regresji wielorakiej

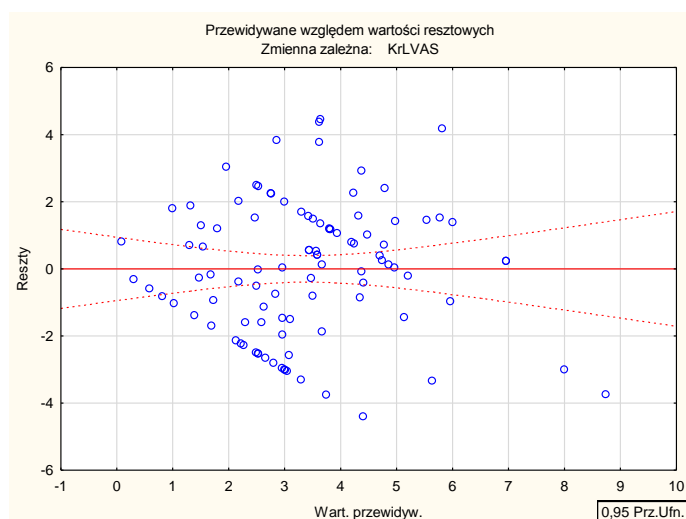
W celu oszacowania związku pomiędzy grubością mięśni bocznej ściany brzucha po obu stronach ciała a wynikami badania intensywności odczuwanego bólu w skali VAS, zastosowano regresję wieloraką. Analizowano wpływ poszczególnych zmiennych niezależnych (grubości mięśni okolicy bocznej brzucha) na zmienną zależną (rezultat VAS) za pomocą regresji krokowej postępującej, to znaczy konsekwentnie włączając kolejne zmienne niezależne do modelu regresji (tab. 6). Wyodrębniono 7 zmiennych, wymienionych w tabeli 7.

Tabela 6. Wyniki regresji wielorakiej – model I

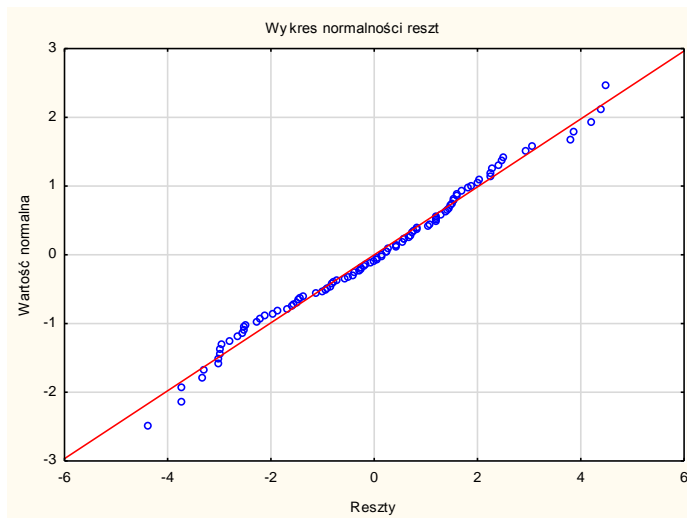
Statystyka	Wartość
Współczynnik regresji wielorakiej $R$	0,620
Współczynnik determinacji $R^2$	0,385
Test $F$	8,213
Poziom istotności $p$ dla testu $F$	0,000000095
Błąd standardowy estymacji $S_e$	2,059
Statystyka Durbina-Watsona $d$	2,129

Tabela 7. Zmienne istotnie wpływające na rezultat badania intensywności bólu, ocenianego w skali VAS – model I

Nazwa zmiennej wg oznaczenia: pozycja ciała/aktywność mięśnia/mięsień i strona ciała	Cząstkowy współczynnik regresji $\pm$ odch. standardowe	Poziom istotności współczynników $p$
Wyraz wolny	$-1,737 \pm 1,31$	0,187
Kłęk podparty/spoczynek/ m. poprzeczny lewy	$0,6323 \pm 0,20$	0,0017
Poz. leżąca/wciągnięcie brzucha/ m. skośny zewnętrzny lewy	$0,599 \pm 0,17$	0,00072
Poz. leżąca/napięcie izometryczne/ m. poprzeczny prawy	$-0,465 \pm 0,16$	0,004
Kłęk podparty/wciągnięcie brzucha/ m. poprzeczny prawy	$0,466 \pm 0,17$	0,0088
Poz. stojąca/napięcie izometryczne/ m. skośny zewnętrzny lewy	$-0,496 \pm 0,17$	0,0034
Poz. stojąca/spoczynek/ m. skośny zewnętrzny prawy	$0,501 \pm 0,17$	0,0038
Poz. stojąca/wciągnięcie brzucha/ m. poprzeczny lewy	$-0,314 \pm 0,15$	0,04



Ryc. 20. Wykres rozrzutu reszt względem wartości przewidywanych – model I regresji wielorakiej



Ryc. 21. Wykres normalności rozkładu reszt – model I regresji wielorakiej

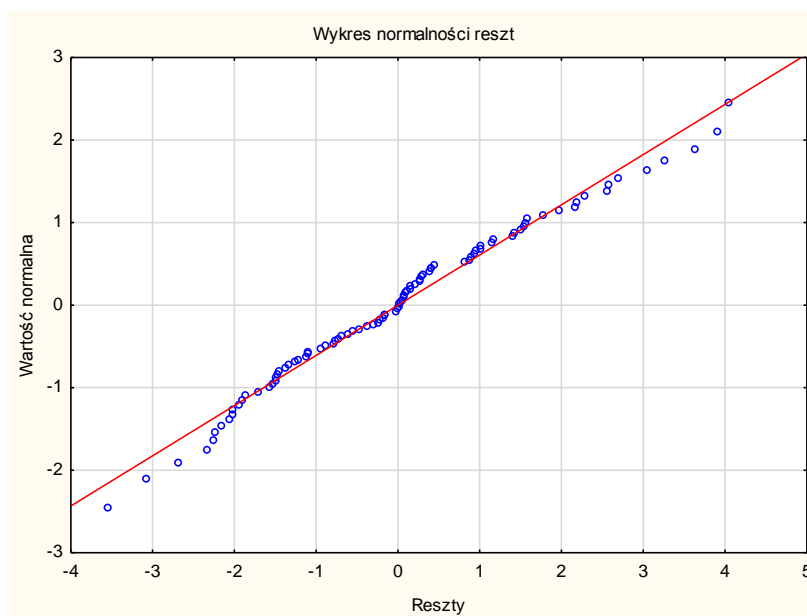
Wartości  $F = 8,213$  oraz  $p = 0,000000095$  ( $p < \alpha$ ) świadczą o istotności proponowanego równania regresji. Jednakże współczynnik determinacji  $R^2 = 0,385$  sugeruje słabą wartość predykcyjną skonstruowanego modelu regresji wielokrotnej, w którym zmienne niezależne wyjaśniają niespełna 34% zmienności nasilenia dolegliwości bólowych kręgosłupa. Wielkość współczynnika korelacji wielorakiej  $R = 0,62$  świadczy o istnieniu umiarkowanej zależności liniowej pomiędzy zmiennymi objaśniającymi traktowanymi łącznie, a zmienną zależną. Wszystkie spośród cząstkowych współczynników regresji wykazują istotność, zgodnie z tabelą 7 ( $p < 0,05$ ). O obecności pewnej współliniowości między zmiennymi niezależnymi świadczą wartości  $R^2$ , mieszczące się w zakresie 0,22-0,38, a w związku z tym tolerancja zmiennej rzędu 0,62-0,78 (tab. A-1 w aneksie). Wyniki badania korelacji cząstkowych oraz semicząstkowych wskazują na obecność słabej korelacji zmiennych objaśniających ze zmienną zależną (tab. A-1). Umieszczenie punktów na wykresie rozrzutu reszt względem wartości przewidywanych nie jest w pełni równomierne, sugerując heteroscedastyczność analizowanych reszt (ryc. 20). Statystyka  $d$  Durbina-Watsona na poziomie 2,129 informuje o spełnieniu założenia o braku autokorelacji reszt (tab. 6). Na podstawie wykresu normalności reszt (rycina 21) można wnioskować, że również założenie o normalności ich rozkładu jest spełnione. Składnik losowy ma wartość oczekiwaną bliską zeru.

Zaproponowany model regresji wielorakiej (model I) spełnia większość założeń, jednakże niska wartość predykcyjna sprawia, że nie powinien być podstawą antycypacji bólu krzyża.

Analiza reszt ze szczególnym uwzględnieniem odległości Cooka, a także odległości Mahalanobisa oraz usuniętych wartości resztowych pozwoliła na identyfikację przypadków odstających, które najbardziej obciążały pierwszy model regresji wielorakiej (tab. A-2). Dlatego też w kolejnym etapie analizy wykluczono z obliczeń osiem przypadków, uwzględniając w ostatecznym modelu 92 ze 100 ważnych przypadków (model II). Dzięki temu ustalono nowe równanie regresji, obejmujące 11 zmiennych, którego istotność wynosi  $p = 0,000000000038$  (zatem  $p < \alpha$ ), przy wartości  $F = 9,979$  (tab. 8). Należy zaznaczyć, że przyjęty model w blisko 58% wyjaśnia zmienność wyników kwestionariusza subiektywnej oceny odczuwanego bólu, wydatnie zwiększając jego zdolności predykcyjne (współczynnik determinacji  $R^2 = 0,578$ ). Również wartość współczynnika korelacji  $R = 0,761$  wskazuje na istnienie wyraźniejszej – aniżeli w pierwszym modelu – zależności liniowej pomiędzy zmiennymi niezależnymi, a zmienną objaśnianą (tab. 8). Wszystkie z cząstkowych współczynników regresji są istotne statystycznie (tab. 9). Naruszone natomiast zostało założenie o braku nadmiarowości między zmiennymi niezależnymi, na co wskazują wartości tolerancji zawarte w przedziale 0,29-0,78 oraz wysokie współczynniki  $R^2$  (0,22-0,71), co może wynikać z dużej liczby danych (tab. A-3). Przegląd wartości korelacji cząstkowych i semicząstkowych wskazuje na istnienie pomiędzy zmienną zależną a zmiennymi objaśniającymi korelacji o umiarkowanej sile (tab. A-3). Analiza wykresu rozrzutu reszt względem wartości przewidywanych wskazuje na możliwość heteroscedastyczności reszt (rycina 24), natomiast wynik statystyki  $d$  Durбина-Watsona oznacza brak ich autokorelacji ( $d = 2,021$ ). Również założenie o normalności rozkładu reszt zostało spełnione, o czym świadczą wykres oraz histogram normalności rozkładu (ryc. 22 i 23). Badanie wartości odstających poprzez ocenę odległości Cooka, odległości Mahalanobisa i usuniętych wartości resztowych pozwala stwierdzić, że wartość oczekiwana dla czynnika losowego  $\varepsilon_i$  wynosi 0 (tab. A-4).

**Tabela 8. Wyniki regresji wielorakiej – model II**

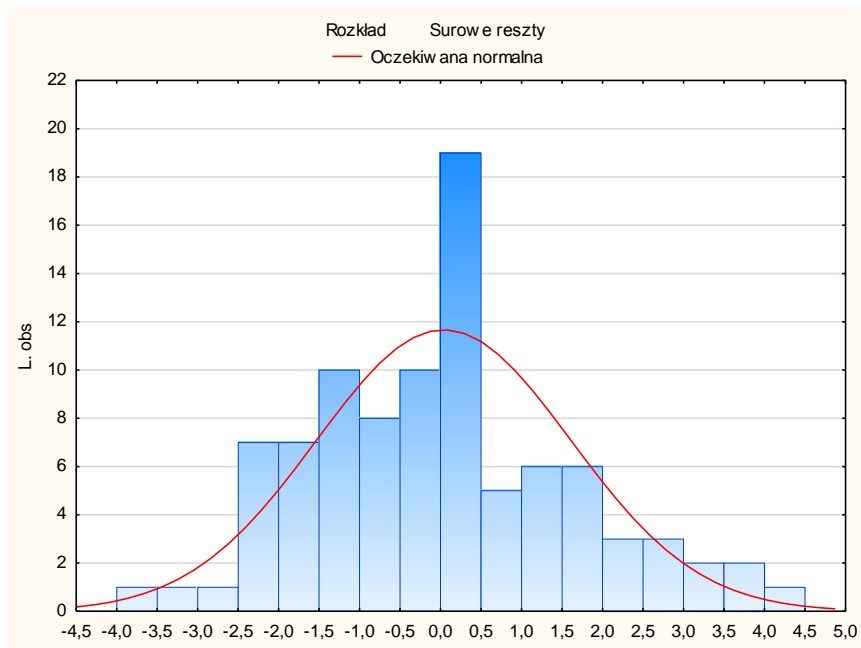
Statystyka	Wartość
Współczynnik regresji wielorakiej $R$	0,761
Współczynnik determinacji $R^2$	0,578
Test $F$	9,979
Poziom istotności $p$ dla testu $F$	0,000000000038
Błąd standardowy estymacji $S_e$	1,715
Statystyka Durbina-Watsona $d$	2,021



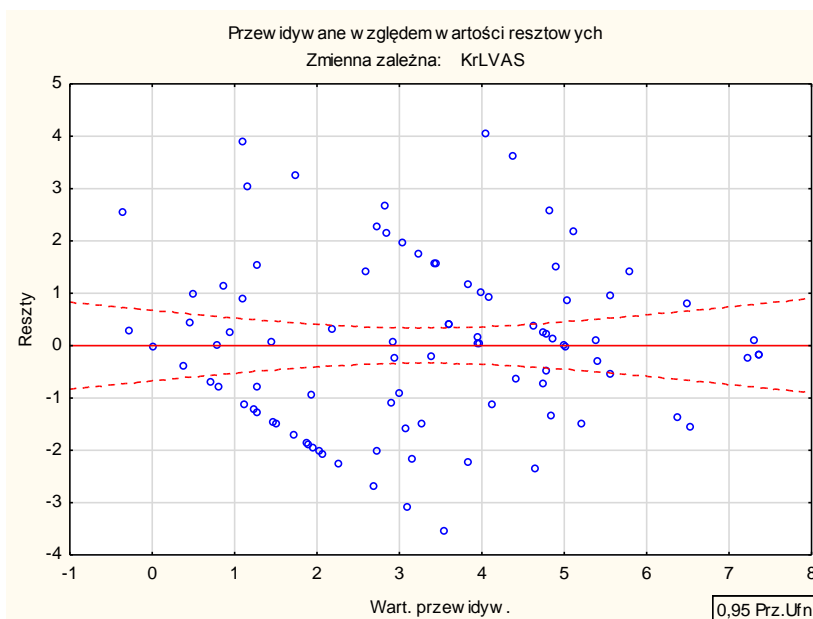
**Ryc. 22. Wykres normalności rozkładu reszt – model II regresji wielorakiej**

**Tabela 9. Zmienne istotnie wpływające na rezultat badania intensywności bólu, ocenianego w skali VAS – model II**

<b>Nazwa zmiennej wg oznaczenia: pozycja ciała/aktywność mięśnia/mięsień i strona ciała</b>	<b>Cząstkowy współczynnik regresji ± błąd standardowy</b>	<b>Poziom istotności współczynników <i>p</i></b>
Wyraz wolny	-2,616 ± 1,22	0,035
Kłęk podparty/spoczynek/ m. poprzeczny lewy	0,540 ± 0,18	0,0038
Poz. stojąca/spoczynek/ m. skośny zewnętrzny prawy	0,985 ± 0,21	0,000011
Poz. leżąca/napięcie izometryczne/ m. poprzeczny prawy	-0,680 ± 0,14	0,000008
Kłęk podparty/wciągnięcie brzucha/ m. poprzeczny prawy	0,601 ± 0,16	0,00042
Poz. stojąca/wciągnięcie brzucha/ m. poprzeczny lewy	-0,329 ± 0,16	0,039
Poz. leżąca/napięcie izometryczne/m. skośny zewnętrzny lewy	0,773 ± 0,19	0,000075
Poz. stojąca/napięcie izometryczne/ m. skośny zewnętrzny lewy	-0,708 ± 0,19	0,00026
Poz. leżąca/spoczynek/ m. skośny zewnętrzny lewy	-0,723 ± 0,23	0,0023
Poz. siedząca/napięcie izometryczne/ m. skośny zewnętrzny lewy	0,428 ± 0,17	0,014
Poz. siedząca/napięcie izometryczne/ m. skośny zewnętrzny prawy	-0,427 ± 0,18	0,017
Poz. siedząca/spoczynek/ m. skośny zewnętrzny prawy	0,605 ± 0,26	0,024



Ryc. 23. Histogram normalności rozkładu reszt – model II regresji wielorakiej



Ryc. 24. Wykres rozrzutu reszt względem wartości przewidywanych – model II regresji wielorakiej



Podsumowując, zmodyfikowany model regresji wielorakiej jest lepiej dopasowany do zgromadzonych danych empirycznych, choć jego weryfikacja wciąż zdradza pewne odstępstwa od założeń. Zaobserwowane cechy nadmiarowości między zmiennymi niezależnymi oraz wątpliwości co do braku naruszenia założenia o homoscedastyczności powodują, że uzyskane równanie regresji powinno być wykorzystywane z zachowaniem stosownego dystansu, zwłaszcza podczas formułowania wniosków końcowych oraz ewentualnego prognozowania wystąpienia dolegliwości bólowych kręgosłupa.

Równanie regresji ma postać:

$$N-S LBP = 0,54 \cdot Kl/Sp/L/Trax + 0,99 \cdot St/Sp/P/OEx - 0,68 \cdot Le/Iz/P/Trax + 0,60 \cdot Kl/AHM/P/Trax - 0,33 \cdot St/AHM/L/Trax + 0,77 \cdot Le/Iz/L/OEx - 0,71 \cdot St/Iz/L/OEx - 0,73 \cdot Le/Sp/L/OEx + 0,43 \cdot Sie/Iz/L/OEx - 0,43 \cdot Sie/Iz/P/OEx + 0,61 \cdot Sie/Sp/P/OEx - 2,62 \pm 1,72$$

gdzie: N-S LBP – wynik VAS w mm dla poziomu odczuwanych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa, Kl/Sp/L/Trax – grubość w mm mięśnia poprzecznego brzucha po lewej stronie ciała w spoczynku w pozycji kłku podpartego, St/Sp/P/OEx – grubość m. skośnego zewnętrznego brzucha prawego w spoczynku stojąc, Le/Iz/P/Trax – grubość m. poprzecznego brzucha prawego podczas napięcia izometrycznego w pozycji leżącej, Kl/AHM/P/Trax – grubość m. poprzecznego brzucha prawego podczas wciągnięcia brzucha w kłku podpartym, St/AHM/L/Trax – grubość m. poprzecznego brzucha lewego podczas wciągnięcia brzucha w pozycji stojącej, Le/Iz/L/OEx – grubość m. skośnego zewnętrznego brzucha lewego podczas napięcia izometrycznego w leżeniu tyłem, St/Iz/L/OEx – grubość m. skośnego zewnętrznego brzucha lewego podczas napięcia izometrycznego w pozycji stojącej, Le/Sp/L/OEx – grubość m. skośnego zewnętrznego brzucha lewego w spoczynku w leżeniu tyłem, Sie/Iz/L/OEx – grubość m. skośnego zewnętrznego brzucha lewego podczas napięcia izometrycznego w pozycji siedzącej, Sie/Iz/P/OEx – grubość m. skośnego zewnętrznego brzucha prawego podczas napięcia izometrycznego w pozycji siedzącej, Sie/Sp/P/OEx – grubość m. skośnego zewnętrznego brzucha prawego w spoczynku w pozycji siedzącej.

Z uwagi na specyfikę badań medycznych, próba ujęcia złożoności ludzkiego organizmu w ramy równania algebraicznego jest próbą karkołomną i niestosowną. Z tego powodu odstąpiono od suchej interpretacji przedstawionego równania regresji wielorakiej. W zamian sformułowano ogólne spostrzeżenia i tendencje w różnicach grubości mięśni pomiędzy grupami.

W badanej populacji, większej liczbie punktów w skali VAS odpowiadają większe grubości mięśni:

- poprzecznego brzucha w pozycji klęku podpartego po lewej stronie ciała w spoczynku,
- skośnego zewnętrznego brzucha w pozycji stojącej po stronie prawej bez dodatkowego napięcia mięśni,
- poprzecznego brzucha w klęku podpartym po stronie prawej podczas manewru wciągnięcia brzucha,
- skośnego zewnętrznego lewego podczas napięcia izometrycznego mięśni brzucha w pozycji leżenia tyłem,
- skośnego zewnętrznego lewego w pozycji siedzącej podczas napięcia izometrycznego,
- skośnego zewnętrznego po prawej stronie ciała w pozycji siedzącej bez dodatkowego napięcia mięśni.

Jednocześnie zaobserwowano odwrotnie proporcjonalną zależność pomiędzy wynikiem w skali VAS a grubością mięśni brzucha:

- poprzecznego prawego w pozycji leżenia tyłem podczas izometrycznego skurczu mięśni,
- poprzecznego lewego podczas wciągnięcia brzucha w pozycji stojącej,
- skośnego zewnętrznego lewego w trakcie napięcia izometrycznego w pozycji stojącej,
- skośnego zewnętrznego lewego w spoczynku w leżeniu tyłem,
- skośnego zewnętrznego prawego w pozycji siedzącej podczas napięcia izometrycznego mięśni.

### **6.2.2. Wyniki regresji logistycznej**

Z uwagi na dychotomiczny charakter zmiennej zależnej, wynikający z faktu przyjmowania przez nią tylko dwóch wartości, odpowiadających występowaniu nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa lub ich braku, zdecydowano o przeprowadzeniu regresji logistycznej, która mogłaby ułatwić ustalenie odpowiedzi na pytanie o związek grubości poszczególnych mięśni brzucha z występowaniem sensacji

bólowych. W celu oceny danych zastosowano procedurę quasi-Newtona, natomiast jako kryterium zbieżności przyjęto asymptotyczne błędy standardowe.

Regresja logistyczna dla spoczynkowych grubości mięśni brzucha w pozycji leżącej wskazuje na brak istotności tych parametrów na poziomie  $p < 0,5$ . W tym przypadku analizowany model regresji nie różni się istotnie od modelu zawierającego jedynie wyraz wolny ( $p = 0,11856$ ), co oznacza, że spoczynkowa grubość mięśni brzucha w pozycji leżącej w badanej populacji nie ma istotnego związku z występowaniem nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa (tab. 10).

**Tabela 10. Wyniki regresji logistycznej dla grubości spoczynkowych mięśni brzucha w pozycji leżącej**

Nazwa zmiennej	Ocena ± odch. st.	$t$	$p$	$\chi^2$ Walda	$p$	$\chi^2$	$p$
Stała B0	0,048 ± 1,48	0,032	0,974	0,001	0,974		
OE P	0,385 ± 0,31	1,234	0,22	1,523	0,217		
OI P	0,044 ± 0,22	0,199	0,843	0,04	0,842		
Tra P	-0,041 ± 0,34	-0,122	0,903	0,015	0,903	10,149	0,119
OE L	0,492 ± 0,29	1,701	0,092	2,895	0,089		
OI L	-0,14 ± 0,19	-0,728	0,469	0,529	0,467		
Tra L	-0,547 ± 0,37	-1,463	0,147	2,14	0,144		

Ocena – wartość współczynnika modelu regresji,  $t$  – wartość statystyki  $t$ ,  $\chi^2$  Walda – wartość statystyki  $\chi^2$  Walda,  $\chi^2$  – statystyka  $\chi^2$  porównująca model regresji z modelem uwzględniającym wyłącznie wyraz wolny,  $p$  – poziomy istotności różnic dla statystyk w kolumnie poprzedzającej

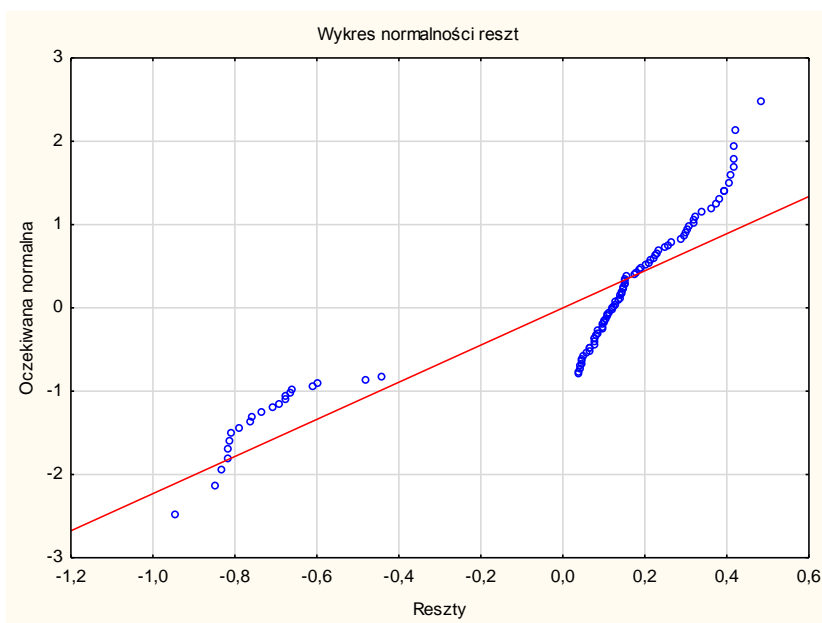
Regresja logistyczna przeprowadzona dla wartości grubości mięśni okolicy bocznej kręgosłupa podczas napięcia izometrycznego mięśni brzucha w pozycji leżenia tyłem pozwoliła wyłonić początkowo dwie, a po usunięciu z równania zmiennych nieistotnych – jedną zmienną, która w sposób istotny powiązana jest z występowaniem dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa. W badanej populacji zmienną tą jest grubość mięśnia skośnego zewnętrznego brzucha po lewej stronie ciała. Na podstawie wyniku statystyki  $\chi^2$  można wnioskować, że na przyjętym poziomie istotności  $\alpha = 0,05$  zaproponowana funkcja

regresji istotnie różni się od modelu zawierającego tylko wyraz wolny. Grubość mięśnia skośnego zewnętrznego brzucha po lewej stronie ciała jest zatem w badanej populacji istotnie skorelowana z występowaniem nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa, na poziomie istotności  $p = 0,00184$  oraz wartości współczynnika modelu regresji równej 0,587. Zwiększenie grubości mięśnia skośnego zewnętrznego brzucha po lewej stronie ciała podczas wolicjonalnego napięcia mięśni brzucha w obserwowanej populacji współwystępuje z obecnością dolegliwości bólowych kręgosłupa (tab. 11). Należy jednak zwrócić uwagę, że przeprowadzona *a posteriori* analiza reszt demaskuje niespełnienie założenia o normalności rozkładu reszt. Proponowany model regresji nie jest więc dobrze dopasowany do danych doświadczalnych (ryc. 25 i 26).

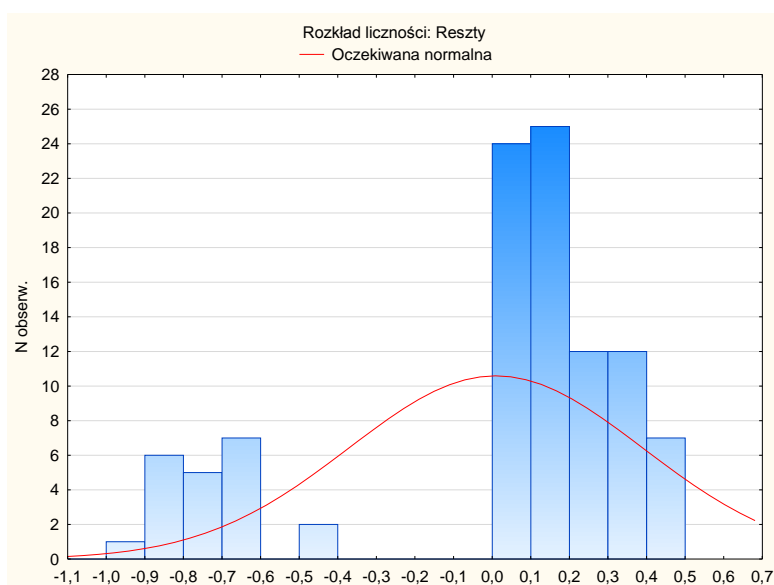
**Tabela 11. Wyniki regresji logistycznej dla grubości mięśni brzucha napiętych izometrycznie w pozycji leżącej**

Nazwa zmiennej	Ocena ± odch. st.	$t$	$p$	$\chi^2$ Walda	$p$	$\chi^2$	$p$
Stała B0	-1,533 ± 0,98	-1,565	1,121	2,449	0,118	9,706	0,0018
OE L	0,587 ± 0,21	2,854	0,0053	8,146	0,0043		

Ocena – wartość współczynnika modelu regresji,  $t$  – wartość statystyki  $t$ ,  $\chi^2$  Walda – wartość statystyki  $\chi^2$  Walda,  $\chi^2$  – statystyka  $\chi^2$  porównująca model regresji z modelem uwzględniającym wyłącznie wyraz wolny,  $p$  – poziomy istotności różnic dla statystyk w kolumnie poprzedzającej



**Ryc. 25. Wykres rozkładu reszt względem oczekiwanej normalnej w modelu regresji logistycznej dla grubości izometrycznie napiętych mięśni brzucha w pozycji leżącej**



**Ryc. 26. Histogram normalności rozkładu reszt w modelu regresji logistycznej dla grubości izometrycznie napiętych mięśni brzucha**

W badanej populacji grubość mięśni brzucha podczas manewru wciągnięcia jego dolnej części nie wykazała istotnego związku z występowaniem dolegliwości kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego. Proponowana funkcja regresji nie różni się od modelu zawierającego tylko wyraz wolny. Istotność statystyki  $\chi^2$  wyniosła  $p = 0,09871$  (tab. 12).

**Tabela 12. Wyniki regresji logistycznej dla grubości wciągniętych mięśni brzucha w pozycji leżącej**

Nazwa zmiennej	Ocena ± odch. st.	<i>t</i>	<i>p</i>	$\chi^2$ Walda	<i>p</i>	$\chi^2$	<i>p</i>
Stała B0	-0,847 ± 1,44	-0,591	0,556	0,349	0,555		
OE P	0,299 ± 0,25	1,177	0,242	1,386	0,239		
OI P	0,015 ± 0,17	0,089	0,93	0,0079	0,929		
Tra P	0,242 ± 0,24	1,024	0,309	1,048	0,306	10,683	0,099
OE L	0,385 ± 0,24	1,608	0,111	2,586	0,108		
OI L	-0,079 ± 0,16	-0,51	0,611	0,26	0,61		
Tra L	-0,382 ± 0,27	-1,418	0,159	2,012	0,156		

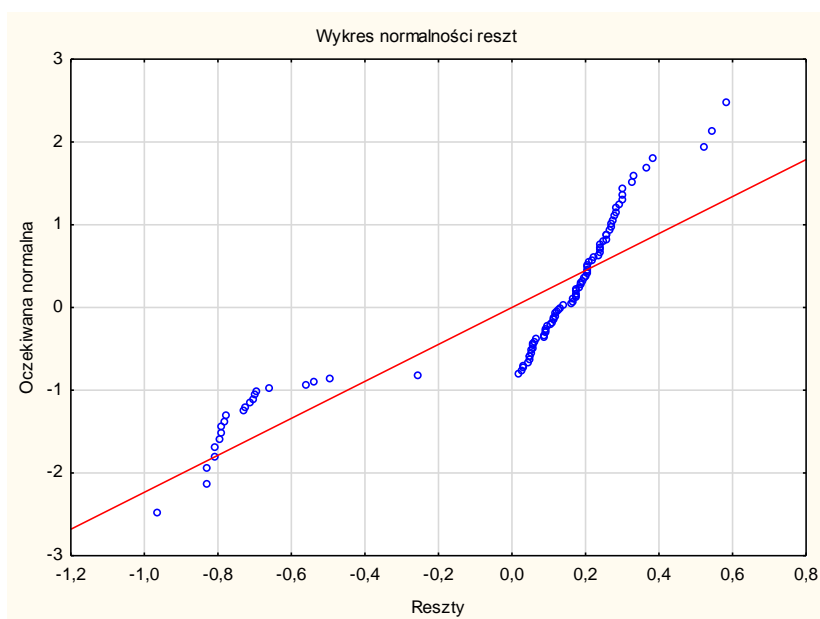
Ocena – wartość współczynnika modelu regresji, *t* – wartość statystyki *t*,  $\chi^2$  Walda – wartość statystyki  $\chi^2$  Walda,  $\chi^2$  – statystyka  $\chi^2$  porównująca model regresji z modelem uwzględniającym wyłącznie wyraz wolny, *p* – poziomy istotności różnic dla statystyk w kolumnie poprzedzającej

W teście uniesienia wyprostowanej kończyny dolnej prawej, istotny związek z występowaniem dolegliwości nieswoistych w odcinku lędźwiowym kręgosłupa wykazują mięśnie skośne wewnętrzne po obu stronach ciała. Dzięki statystyce  $\chi^2$ , dla której istotność *p* wynosi 0,00652 można z 5% prawdopodobieństwem popełnienia błędu pierwszego rodzaju odrzucić hipotezę o braku różnicy między funkcją regresji zawierającą wyłącznie wyraz wolny, a proponowanym modelem, uwzględniającym dwie zmienne objaśniające. Dodatnia wartość współczynnika równania regresji dla mięśnia skośnego wewnętrznego po stronie prawej informuje, że nadmierne zwiększenie grubości tego mięśnia w teście uniesienia wyprostowanej kończyny dolnej prawej istotnie związane jest z występowaniem nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa. W ocenianej grupie badanych zależność odwrotnie proporcjonalną wykazuje mięsień skośny wewnętrzny brzucha po lewej stronie ciała, który zmniejsza wymiar swojego przekroju poprzecznego w przypadku występowania nieswoistych dolegliwości dolnej części kręgosłupa (tab. 13). Również w tym przypadku nie zostało spełnione założenie o normalności rozkładu reszt. Proponowany model regresji nie jest dobrze dopasowany do danych empirycznych (ryc. 27 i 28).

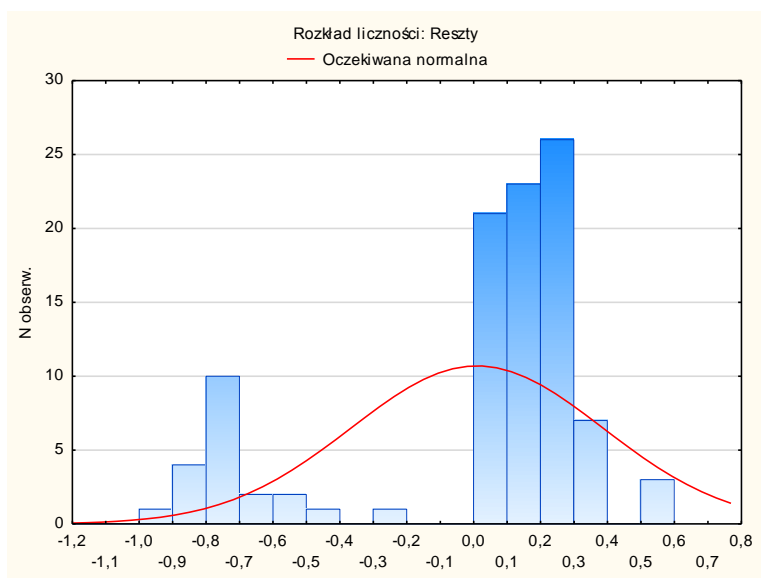
**Tabela 13. Wyniki regresji logistycznej dla grubości mięśni brzucha w teście uniesienia wyprostowanej kończyny dolnej prawej**

Nazwa zmiennej	Ocena $\pm$ odch. st.	$t$	$p$	$\chi^2$ Walda	$p$	$\chi^2$	$p$
Stała B0	1,031 $\pm$ 0,96	1,078	0,284	1,163	0,281		
OIP	0,558 $\pm$ 0,21	2,716	0,0078	7,376	0,0066	10,069	0,0065
OIL	-0,532 $\pm$ 0,2	-2,642	0,0096	6,978	0,0083		

Ocena – wartość współczynnika modelu regresji,  $t$  – wartość statystyki  $t$ ,  $\chi^2$  Walda – wartość statystyki  $\chi^2$  Walda,  $\chi^2$  – statystyka  $\chi^2$  porównująca model regresji z modelem zerowym,  $p$  – poziomy istotności różnic dla statystyk w kolumnie poprzedzającej



**Ryc. 27. Wykres rozkładu reszt względem oczekiwanej normalnej w modelu regresji logistycznej dla grubości mięśni brzucha w teście uniesienia wyprostowanej kończyny dolnej prawej**



**Ryc. 28. Histogram normalności rozkładu reszt w modelu regresji logistycznej dla grubości mięśni brzucha w teście uniesienia wyprostowanej kończyny dolnej prawej**



Model regresji logistycznej, uwzględniający grubości mięśni okolicy bocznej brzucha w teście uniesienia wyprostowanej kończyny dolnej lewej nie różni się istotnie od funkcji zawierającej wyłącznie wyraz wolny. Na poziomie istotności  $\alpha = 0,05$  nie można odrzucić hipotezy zerowej o braku różnic pomiędzy porównywanymi modelami regresji (wartość  $p$  dla  $\chi^2$  wynosi 0,20092). W badanej populacji, grubości mięśni brzucha w teście uniesienia wyprostowanej kończyny dolnej lewej nie mają związku z występowaniem dolegliwości nieswoistych dolnej części kręgosłupa (tab. 14).

**Tabela 14. Wyniki regresji logistycznej dla grubości mięśni brzucha w teście uniesienia wyprostowanej kończyny dolnej lewej**

Nazwa zmiennej	Ocena $\pm$ odch. st.	$t$	$p$	$\chi^2$ Walda	$p$	$\chi^2$	$p$
Stała B0	-0,813 $\pm$ 1,41	-0,575	0,57	0,331	0,565		
OE P	-0,096 $\pm$ 0,2	-0,49	0,625	0,24	0,624		
OI P	0,226 $\pm$ 0,2	1,146	0,255	1,313	0,252		
Tra P	0,278 $\pm$ 0,36	0,769	0,444	0,592	0,442	8,544	0,201
OE L	0,462 $\pm$ 0,29	1,619	0,109	2,622	0,105		
OI L	-0,079 $\pm$ 0,16	-0,51	0,611	0,26	0,61		
Tra L	-0,382 $\pm$ 0,27	-1,418	0,159	2,012	0,156		

Ocena – wartość współczynnika modelu regresji,  $t$  – wartość statystyki  $t$ ,  $\chi^2$  Walda – wartość statystyki  $\chi^2$  Walda,  $\chi^2$  – statystyka  $\chi^2$  porównująca model regresji z modelem uwzględniającym wyłącznie wyraz wolny,  $p$  – poziomy istotności różnic dla statystyk w kolumnie poprzedzającej

W pozycji kłku podpartego, grubości spoczynkowe poszczególnych mięśni brzucha nie korelują istotnie z występowaniem dolegliwości kręgosłupa w badanej populacji. Istotność statystyki  $\chi^2$  wynosi 0,06307 i nie pozwala na odrzucenie hipotezy zerowej (tab. 15).

**Tabela 15. Wyniki regresji logistycznej dla spoczynkowych grubości mięśni brzucha w pozycji kłku podpartego**

Nazwa zmiennej	Ocena $\pm$ odch. st.	<i>t</i>	<i>p</i>	$\chi^2$ Walda	<i>p</i>	$\chi^2$	<i>p</i>
Stała B0	-2,304 $\pm$ 1,63	-1,415	0,161	2,001	0,157		
OE P	3,315 $\pm$ 0,26	1,224	0,224	1,497	0,221		
OIP	0,088 $\pm$ 0,19	0,456	0,65	0,208	0,649		
Tra P	0,178 $\pm$ 0,35	0,505	0,615	0,255	0,614	11,952	0,063
OE L	0,215 $\pm$ 0,25	0,876	0,383	0,768	0,381		
OIL	-0,299 $\pm$ 0,18	-1,701	0,092	2,893	0,089		
Tra L	0,301 $\pm$ 0,33	0,904	0,368	0,818	0,366		

Ocena – wartość współczynnika modelu regresji, *t* – wartość statystyki *t*,  $\chi^2$  Walda – wartość statystyki  $\chi^2$  Walda,  $\chi^2$  – statystyka  $\chi^2$  porównująca model regresji z modelem uwzględniającym wyłącznie wyraz wolny, *p* – poziomy istotności różnic dla statystyk w kolumnie poprzedzającej

Regresja logistyczna w przypadku izometrycznego napięcia mięśni brzucha w kłku podpartym również wskazuje na brak związku z występowaniem dolegliwości dolnej części kręgosłupa. Istotność statystyki  $\chi^2$  wyniosła 0,109 i jest wyższa od przyjętego poziomu istotności  $\alpha = 0,05$ . W badanej populacji, grubość mięśni brzucha podczas ich wolicjonalnego napięcia w kłku podpartym nie jest związana z wystąpieniem dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa (tab. 16).

**Tabela 16. Wyniki regresji logistycznej dla grubości izometrycznie napiętych mięśni brzucha w pozycji kłku podpartego**

Nazwa zmiennej	Ocena $\pm$ odch. st.	<i>t</i>	<i>p</i>	$\chi^2$ Walda	<i>p</i>	$\chi^2$	<i>p</i>
Stała B0	-1,942 $\pm$ 1,47	-1,32	0,19	1,744	0,187	10,405	0,109
OE P	0,338 $\pm$ 0,2	1,705	0,092	2,905	0,088		
OI P	0,034 $\pm$ 0,14	0,251	0,802	0,063	0,802		
Tra P	0,189 $\pm$ 0,25	0,766	0,446	0,587	0,444		
OE L	0,245 $\pm$ 0,209	1,171	0,244	1,372	0,242		
OIL	-0,219 $\pm$ 0,15	-1,46	0,148	2,131	0,144		
Tra L	0,035 $\pm$ 0,25	0,142	0,887	0,02	0,887		

Ocena – wartość współczynnika modelu regresji, *t* – wartość statystyki *t*,  $\chi^2$  Walda – wartość statystyki  $\chi^2$  Walda,  $\chi^2$  – statystyka  $\chi^2$  porównująca model regresji z modelem uwzględniającym wyłącznie wyraz wolny, *p* – poziomy istotności różnic dla statystyk w kolumnie poprzedzającej

Kolejna analiza z zastosowaniem regresji logistycznej wskazuje na brak istotnej zależności między grubością mięśni brzucha w teście ich wciągnięcia w kłku podpartym a występowaniem lędźwiobólów. Badanie istotności w teście  $\chi^2$  daje wynik równy 0,15357, a zatem wyższy od przyjętego poziomu istotności różnic  $\alpha$ . W badanej populacji grubość mięśni brzucha w pozycji kłku podpartego, podczas ich wciągnięcia nie wiąże się z wystąpieniem nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa (tab. 17).

**Tabela 17. Wyniki regresji logistycznej dla grubości wciągniętych mięśni brzucha w pozycji kłku podpartego**

Nazwa zmiennej	Ocena $\pm$ odch. st.	$t$	$p$	$\chi^2$ Walda	$p$	$\chi^2$	$p$
Stała B0	-2,415 $\pm$ 1,65	-1,46	0,147	2,138	0,144		
OE P	0,278 $\pm$ 0,21	1,346	0,182	1,81	0,179		
OI P	-0,166 $\pm$ 0,14	-1,231	0,222	1,514	0,219		
Tra P	0,354 $\pm$ 0,27	1,334	0,186	1,779	0,182	9,376	0,154
OE L	0,16 $\pm$ 0,18	0,873	0,385	0,763	0,383		
OIL	0,008 $\pm$ 0,14	0,055	0,956	0,003	0,956		
Tra L	0,034 $\pm$ 0,24	0,143	0,887	0,02	0,887		

Ocena – wartość współczynnika modelu regresji,  $t$  – wartość statystyki  $t$ ,  $\chi^2$  Walda – wartość statystyki  $\chi^2$  Walda,  $\chi^2$  – statystyka  $\chi^2$  porównująca model regresji z modelem uwzględniającym wyłącznie wyraz wolny,  $p$  – poziomy istotności różnic dla statystyk w kolumnie poprzedzającej

W pozycji siedzącej, spoczynkowa grubość mięśni brzucha nie wiąże się z występowaniem dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa. Istotność statystyki  $\chi^2$  wyniosła 0,5002, zatem  $p > \alpha$ , dlatego nie można odrzucić hipotezy zerowej o braku różnicy pomiędzy funkcją zawierającą wyłącznie wyraz wolny a bieżącą funkcją ze zmiennymi niezależnymi. W badanej populacji, spoczynkowa grubość mięśni okolicy bocznej brzucha w pozycji siedzącej nie wykazuje związku z występowaniem nieswoistych bólów dolnej części kręgosłupa (tab. 18).

**Tabela 18. Wyniki regresji logistycznej dla spoczynkowych grubości mięśni brzucha w pozycji siedzącej**

Nazwa zmiennej	Ocena $\pm$ odch. st.	$t$	$p$	$\chi^2$ Walda	$p$	$\chi^2$	$p$
Stała B0	-1,13 $\pm$ 1,31	-0,859	0,392	0,739	0,39		
OE P	0,168 $\pm$ 0,26	0,645	0,52	0,416	0,519		
OI P	0,071 $\pm$ 0,19	0,369	0,713	0,136	0,713		
Tra P	-0,07 $\pm$ 0,22	-0,32	0,75	0,102	0,749	5,347	0,5
OE L	0,323 $\pm$ 0,27	1,208	0,23	1,46	0,227		
OIL	0,073 $\pm$ 0,17	0,423	0,673	0,179	0,672		
Tra L	-0,168 $\pm$ 0,21	-0,787	0,434	0,619	0,432		

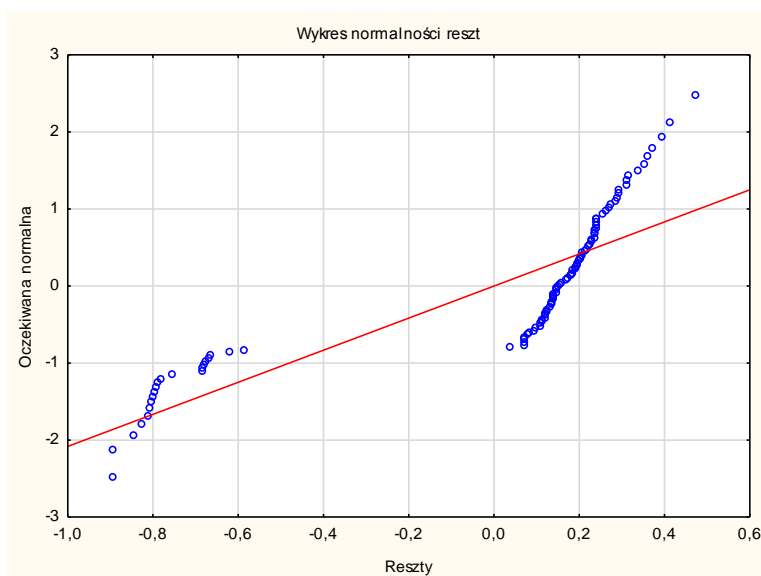
Ocena – wartość współczynnika modelu regresji,  $t$  – wartość statystyki  $t$ ,  $\chi^2$  Walda – wartość statystyki  $\chi^2$  Walda,  $\chi^2$  – statystyka  $\chi^2$  porównująca model regresji z modelem uwzględniającym wyłącznie wyraz wolny,  $p$  – poziomy istotności różnic dla statystyk w kolumnie poprzedzającej

W przypadku wolicjonalnego napięcia mięśni brzucha w pozycji siedzącej, wyodrębniono jedną zmienną wykazującą istotny związek z występowaniem dolegliwości bólowych kręgosłupa. Współczynnik modelu regresji dla grubości mięśnia skośnego zewnętrznego brzucha po lewej stronie ciała wynosi 0,3584597 i jest istotny na poziomie  $p$  Walda = 0,03552536. Funkcja regresji w modelu uwzględniającym tę zmienną niezależną różni się istotnie od modelu zawierającego wyłącznie wyraz wolny na poziomie  $\chi^2 = 0,02711 < \alpha$ . Oznacza to, że w badanej populacji w pozycji siedzącej mięsień skośny zewnętrzny brzucha po stronie lewej jest grubszy u osób skarżących się na nieswoiste dolegliwości bólowe dolnej części kręgosłupa (tab. 19). Rozkład reszt różni się od rozkładu normalnego, co świadczy o złym dopasowaniu funkcji regresji do danych empirycznych (ryc. 29 i 30).

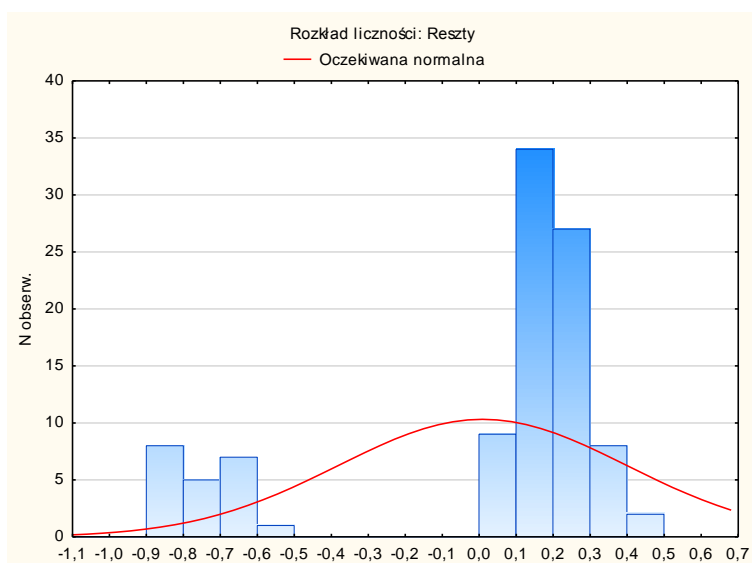
**Tabela 19. Wyniki regresji logistycznej dla grubości izometrycznie napiętych mięśni brzucha w pozycji siedzącej**

Nazwa zmiennej	Ocena $\pm$ odch. st.	$t$	$p$	$\chi^2$ Walda	$p$	$\chi^2$	$p$
Stała B0	-0,566 $\pm$ 0,9	-0,628	0,531	0,395	0,53	4,885	0,027
OE L	0,359 $\pm$ 0,17	2,102	0,038	4,42	0,036		

Ocena – wartość współczynnika modelu regresji,  $t$  – wartość statystyki  $t$ ,  $\chi^2$  Walda – wartość statystyki  $\chi^2$  Walda,  $\chi^2$  – statystyka  $\chi^2$  porównująca model regresji z modelem zerowym,  $p$  – poziomy istotności różnic dla statystyk w kolumnie poprzedzającej



Ryc. 29. Wykres rozkładu reszt względem oczekiwanej normalnej w modelu regresji logistycznej dla grubości izometrycznie napiętych mięśni brzucha w pozycji siedzącej



Ryc. 30. Histogram normalności rozkładu reszt w modelu regresji logistycznej dla grubości izometrycznie napiętych mięśni brzucha w pozycji siedzącej

W badanej populacji grubość mięśni okolicy bocznej brzucha podczas manewru ich wciągnięcia w pozycji siedzącej nie ma związku z wystąpieniem nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa. Świadczy o tym wynik statystyki  $\chi^2$  dla funkcji regresji logistycznej, równy  $0,24391 > \alpha = 0,05$ , informujący o braku podstaw do

odrzućcia hipotezy zerowej o równoważności modelu zawierającego wyłącznie wyraz wolny z modelem uwzględniającym grubości mięśni brzucha (tab. 20).

**Tabela 20. Wyniki regresji logistycznej dla grubości wciągniętych mięśni brzucha w pozycji siedzącej**

Nazwa zmiennej	Ocena ± odch. st.	<i>t</i>	<i>p</i>	$\chi^2$ Walda	<i>p</i>	$\chi^2$	<i>p</i>
Stała B0	-0,104 ± 1,28	-0,0812	0,936	0,0066	0,935		
OE P	-0,101 ± 0,19	-0,532	0,596	0,283	0,595		
OI P	0,149 ± 0,11	1,378	0,172	1,899	0,168		
Tra P	-0,169 ± 0,17	-0,975	0,332	0,951	0,329	7,922	0,244
OE L	0,396 ± 0,2	1,978	0,051	3,912	0,048		
OIL	-0,127 ± 0,11	-1,155	0,251	1,333	0,248		
Tra L	0,084 ± 0,19	0,446	0,657	0,199	0,656		

Ocena – wartość współczynnika modelu regresji, *t* – wartość statystyki *t*,  $\chi^2$  Walda – wartość statystyki  $\chi^2$  Walda,  $\chi^2$  – statystyka  $\chi^2$  porównująca model regresji z modelem uwzględniającym wyłącznie wyraz wolny, *p* – poziomy istotności różnic dla statystyk w kolumnie poprzedzającej



W badanej populacji spoczynkowa grubość mięśni okolicy bocznej brzucha w pozycji stojącej nie wykazuje istotnej relacji z występowaniem nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa. Powyższa konstatacja jest wynikiem badania istotności funkcji regresji, dającego rezultat negatywny z wartością statystyki  $\chi^2$  wyższą od przyjętego poziomu  $\alpha$  i równą 0,2285 (tab. 21).

**Tabela 21. Wyniki regresji logistycznej dla spoczynkowych grubości mięśni brzucha w pozycji stojącej**

Nazwa zmiennej	Ocena $\pm$ odch. st.	<i>t</i>	<i>p</i>	$\chi^2$ Walda	<i>p</i>	$\chi^2$	<i>p</i>
Stała B0	0,254 $\pm$ 1,34	0,19	0,85	0,036	0,85		
OE P	0,432 $\pm$ 0,27	1,582	0,117	2,502	0,114		
OI P	-0,006 $\pm$ 0,16	-0,036	0,972	0,001	0,972		
Tra P	-0,019 $\pm$ 0,29	-0,067	0,947	0,005	0,947	8,134	0,229
OE L	0,239 $\pm$ 0,26	0,913	0,363	0,834	0,361		
OIL	-0,165 $\pm$ 0,18	-0,918	0,361	0,843	0,359		
Tra L	-0,19 $\pm$ 0,25	-0,75	0,455	0,562	0,453		

Ocena – wartość współczynnika modelu regresji, *t* – wartość statystyki *t*,  $\chi^2$  Walda – wartość statystyki  $\chi^2$  Walda,  $\chi^2$  – statystyka  $\chi^2$  porównująca model regresji z modelem uwzględniającym wyłącznie wyraz wolny, *p* – poziomy istotności różnic dla statystyk w kolumnie poprzedzającej

Funkcja regresji w przypadku badania związku grubości izometrycznie napiętych mięśni okolicy bocznej brzucha w pozycji stojącej z występowaniem nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa nie różni się w sposób istotny od modelu zawierającego tylko wyraz wolny. Z 5% prawdopodobieństwem popełnienia błędu pierwszego rodzaju należy przyjąć hipotezę zerową. W badanej populacji grubość mięśni okolicy bocznej brzucha podczas ich wolicjonalnego napięcia w pozycji stojącej nie wiąże się z występowaniem nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa. Istotność statystyki chi-kwadrat wyniosła 0,497 i jest większa od przyjętego poziomu istotności  $\alpha = 0,05$  (tab. 22).

**Tabela 22. Wyniki regresji logistycznej dla grubości izometrycznie napiętych mięśni brzucha w pozycji stojącej**

Nazwa zmiennej	Ocena $\pm$ odch. st.	$t$	$p$	$\chi^2$ Walda	$p$	$\chi^2$	$p$
Stała B0	0,687 $\pm$ 1,85	0,372	0,711	0,138	0,71		
OE P	0,326 $\pm$ 0,25	1,323	0,189	1,75	0,186		
OI P	0,075 $\pm$ 0,14	0,555	0,581	0,308	0,58		
Tra P	0,141 $\pm$ 0,21	0,677	0,5	0,458	0,498	6,377	0,497
OE L	-0,064 $\pm$ 0,23	-0,278	0,782	0,077	0,781		
OI L	-0,143 $\pm$ 0,12	-1,194	0,236	1,425	0,233		
Tra L	-0,19 $\pm$ 0,2	-0,957	0,341	0,916	0,339		

Ocena – wartość współczynnika modelu regresji,  $t$  – wartość statystyki  $t$ ,  $\chi^2$  Walda – wartość statystyki  $\chi^2$  Walda,  $\chi^2$  – statystyka  $\chi^2$  porównująca model regresji z modelem uwzględniającym wyłącznie wyraz wolny,  $p$  – poziomy istotności różnic dla statystyk w kolumnie poprzedzającej

Również w przypadku wciągnięcia brzucha w pozycji stojącej, w badanej populacji grubość kolejnych warstw mięśni bocznej ściany brzucha nie jest istotnie powiązana z wystąpieniem bólu dolnej części kręgosłupa. Zaproponowana funkcja regresji nie jest istotnie różna od modelu uwzględniającego jedynie wyraz wolny. Statystyka  $\chi^2$  wynosi 4,9303, a jej istotność 0,55279, zatem  $p > \alpha$ . Hipoteza zerowa, która mówi o braku różnic

między funkcją regresji z wyrazem wolnym a proponowanym modelem uwzględniającym sześć zmiennych objaśniających jest prawdziwa, przyjmując 5% prawdopodobieństwo popełnienia błędu pierwszego rodzaju (tab. 23).

**Tabela 23. Wyniki regresji logistycznej dla grubości wciągniętych mięśni brzucha w pozycji stojącej**

Nazwa zmiennej	Ocena ± odch. st.	<i>t</i>	<i>p</i>	$\chi^2$ Walda	<i>p</i>	$\chi^2$	<i>p</i>
Stała B0	0,316 ± 1,41	0,224	0,823	0,05	0,823		
OE P	0,188 ± 0,2	0,921	0,36	0,847	0,357		
OIP	0,126 ± 0,13	0,948	0,346	0,899	0,343		
Tra P	-0,083 ± 0,18	-0,458	0,648	0,21	0,647	4,93	0,553
OE L	0,148 ± 0,21	0,694	0,489	0,482	0,488		
OIL	-0,144 ± 0,13	-1,124	0,264	1,264	0,261		
Tra L	-0,024 ± 0,19	-0,127	0,899	0,016	0,899		

Ocena – wartość współczynnika modelu regresji, *t* – wartość statystyki *t*,  $\chi^2$  Walda – wartość statystyki  $\chi^2$  Walda,  $\chi^2$  – statystyka  $\chi^2$  porównująca model regresji z modelem uwzględniającym wyłącznie wyraz wolny, *p* – poziomy istotności różnic dla statystyk w kolumnie poprzedzającej

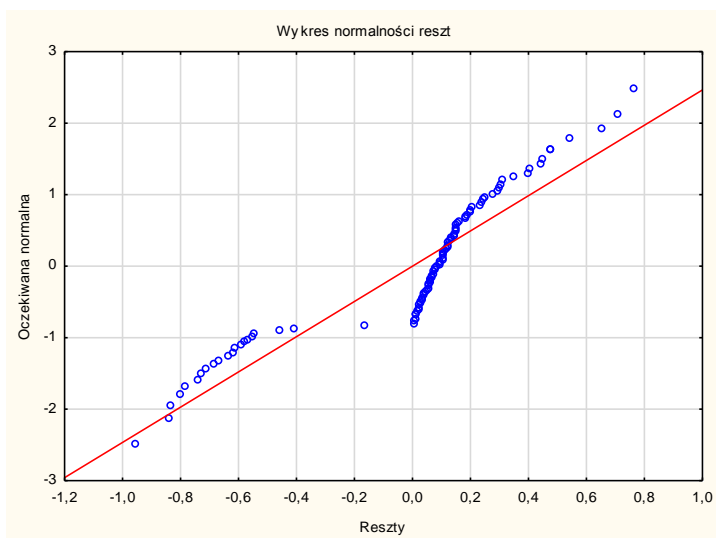
W kolejnym kroku, na podstawie przeprowadzonych wcześniej analiz, wyłoniono te zmienne, dla których koincydencja z występowaniem nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa wykazywała istotność statystyczną. Włączono je do nowego, wspólnego równania regresji logistycznej. W toku dalszych kalkulacji współczynnik regresji dla jednej z nich okazał się nieistotny, dlatego też w nowym modelu regresji logistycznej uwzględniono ostatecznie trzy zmienne objaśniające. Pozwoliło to na utworzenie funkcji regresji o lepszych niż wyjściowo właściwościach, to znaczy niższej wartości poziomu istotności  $p = 0,00019$  dla statystyki  $\chi^2$  oraz rozkładzie reszt bliższym rozkładowi normalnemu (ryc. 31 i 32). Z nowego modelu regresji logistycznej wynika, że w badanej populacji trzy zmienne objaśniające są związane z występowaniem dolegliwości nieswoistych dolnej części kręgosłupa. Jedna z nich wykazuje odwrotnie proporcjonalny związek ze zmienną objaśnianą, a pozostałe dwie wpływają na nią w sposób wprost

proporcjonalny. Są nimi grubość mięśnia skośnego zewnętrznego brzucha po lewej stronie ciała podczas izometrycznego skurczu mięśni w pozycji leżenia tyłem i grubość mięśnia skośnego wewnętrznego brzucha po stronie prawej w teście uniesienia prawej kończyny dolnej. Zwiększenie grubości tych mięśni w opisanych pozycjach i aktywnościach oznacza większe ryzyko wystąpienia dolegliwości kręgosłupa. Podobne zagrożenie pojawia się także w sytuacji zmniejszenia grubości mięśnia skośnego wewnętrznego brzucha po lewej stronie ciała w teście uniesienia wyprostowanej prawej kończyny dolnej, o czym świadczy ujemna wartość współczynnika proponowanego modelu regresji dla opisywanej zmiennej niezależnej (tab. 24).

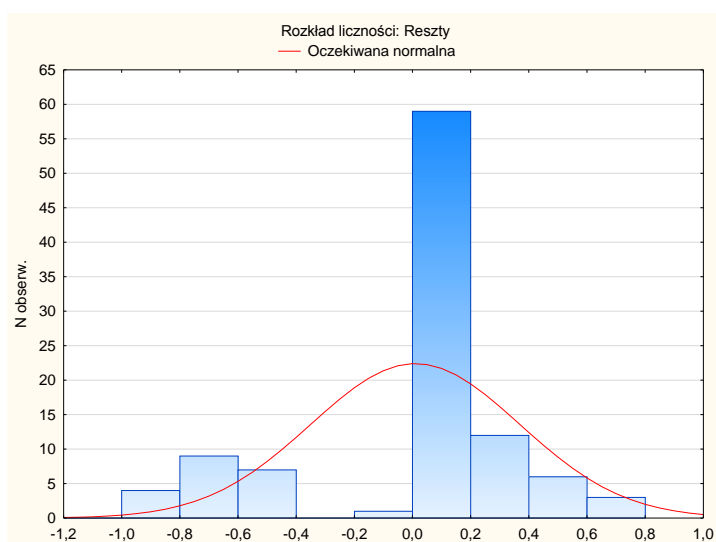
**Tabela 24. Wyniki regresji logistycznej dla zmiennych istotnie wpływających na wystąpienie dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa**

Nazwa zmiennej	Ocena ± odch. st.	<i>t</i>	<i>p</i>	$\chi^2$ Walda	<i>p</i>	$\chi^2$	<i>p</i>
Stała B0	-1,69 ± 1,35	-1,253	0,213	1,57	0,21	19,783	0,00019
Le/Iz/OE L	0,656 ± 0,23	2,839	0,006	8,062	0,005		
ASLR/KDP/OI P	0,54 ± 0,21	2,607	0,011	6,793	0,009		
ASLR/KDP/OI L	-0,577 ± 0,21	-2,729	0,008	7,446	0,006		

Ocena – wartość współczynnika modelu regresji, *t* – wartość statystyki *t*,  $\chi^2$  Walda – wartość statystyki  $\chi^2$  Walda,  $\chi^2$  – statystyka  $\chi^2$  porównująca model regresji z modelem uwzględniającym wyłącznie wyraz wolny, *p* – poziomy istotności różnic dla statystyk w kolumnie poprzedzającej



**Ryc. 31. Wykres rozkładu reszt względem oczekiwanej normalnej w modelu regresji logistycznej dla zmiennych istotnie związanych z występowaniem dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa**



**Ryc. 32. Histogram normalności rozkładu reszt w modelu regresji logistycznej dla zmiennych istotnie związanych z występowaniem dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa**

### **6.3. Wyniki oceny różnic międzygrupowych w badaniu zmian grubości mięśni okolicy bocznej brzucha**

Występowanie różnic w zmianach grubości mięśni bocznej ściany brzucha pomiędzy grupą kontrolną a badanymi z nieswoistymi dolegliwościami bólowymi dolnej części

kręgosłupa oceniano za pomocą jednoczynnikowej analizy wariancji. Mając na uwadze centralne twierdzenie graniczne, postanowiono przeprowadzić analizę wariancji, mimo że nie wszystkie zmienne wykazują rozkład normalny wartości współczynników zmian grubości mięśni. Przeprowadzona analiza wariancji (ANOVA) nie wykazała żadnych znamienych różnic międzygrupowych. Za wyjątkiem jednej zmiennej, spełnione zostało założenie o homogeniczności wariancji badanych zmiennych. Nie znaleziono podstaw do odrzucenia hipotezy zerowej o braku różnic między grupami kontrolną i z NDBK w aspekcie zmian grubości mięśni okolicy bocznej brzucha podczas ich wolicjonalnego napięcia oraz manewru wciągnięcia brzucha w leżeniu tyłem, klęku podpartym, pozycji siedzącej i stojącej, a także w teście uniesienia wyprostowanej kończyny dolnej (tabele 25 – 29).

**Tabela 25. Wyniki analizy wariancji współczynników zmian grubości mięśni w pozycji leżącej**

Rodzaj aktywności mięśnia	Strona ciała	Współczynnik zmian grubości mięśnia <i>W</i>	Wartość <i>F</i>	Poziom istotności <i>p</i>
Napięcie izometryczne	Prawa	m. skośny zewnętrzny	0,231	0,632
		m. skośny wewnętrzny	0,043	0,836
		m. poprzeczny	0,399	0,529
	Lewa	m. skośny zewnętrzny	2,616	0,109
		m. skośny wewnętrzny	0,504	0,48
		m. poprzeczny	0,681	0,411
Manewr wciągnięcia brzucha	Prawa	m. skośny zewnętrzny	0,783	0,378
		m. skośny wewnętrzny	0,126	0,723
		m. poprzeczny	0,182	0,671
	Lewa	m. skośny zewnętrzny	0,542	0,464
		m. skośny wewnętrzny	0,643	0,425
		m. poprzeczny	0,299	0,586

**Tabela 26. Wyniki analizy wariancji współczynników zmian grubości mięśni w teście ASLR**

<b>Strona testu ASLR</b>	<b>Strona ciała</b>	<b>Współczynnik zmian grubości mięśnia <i>W</i></b>	<b>Wartość <i>F</i></b>	<b>Poziom istotności <i>p</i></b>
Kończyna dolna prawa	Prawa	m. skośny zewnętrzny	0,185	0,668
		m. skośny wewnętrzny	2,42	0,123
		m. poprzeczny	1,033	0,312
	Lewa	m. skośny zewnętrzny	0,00004	0,995
		m. skośny wewnętrzny	0,0084	0,927
		m. poprzeczny	0,33	0,567
Kończyna dolna lewa	Prawa	m. skośny zewnętrzny	0,793	0,375
		m. skośny wewnętrzny	0,435	0,511
		m. poprzeczny	0,35	0,556
	Lewa	m. skośny zewnętrzny	0,195	0,66
		m. skośny wewnętrzny	0,58	0,448
		m. poprzeczny	1,283	0,26

**Tabela 27. Wyniki analizy wariancji współczynników zmian grubości mięśni w kłku podpartym**

<b>Rodzaj aktywności mięśnia</b>	<b>Strona ciała</b>	<b>Współczynnik zmian grubości mięśnia <i>W</i></b>	<b>Wartość <i>F</i></b>	<b>Poziom istotności <i>p</i></b>
Napięcie izometryczne	Prawa	m. skośny zewnętrzny	0,271	0,604
		m. skośny wewnętrzny	2,343	0,129
		m. poprzeczny	0,181	0,671
	Lewa	m. skośny zewnętrzny	0,285	0,595
		m. skośny wewnętrzny	2,538	0,114
		m. poprzeczny	0,444	0,507
Manewr wciągnięcia brzucha	Prawa	m. skośny zewnętrzny	0,162	0,689
		m. skośny wewnętrzny	0,277	0,6
		m. poprzeczny	0,114	0,736
	Lewa	m. skośny zewnętrzny	0,013	0,911
		m. skośny wewnętrzny	1,416	0,237
		m. poprzeczny	0,003	0,958



**Tabela 28. Wyniki analizy wariancji współczynników zmian grubości mięśni w pozycji siedzącej**

<b>Rodzaj aktywności mięśnia</b>	<b>Strona ciała</b>	<b>Współczynnik zmian grubości mięśnia <i>W</i></b>	<b>Wartość <i>F</i></b>	<b>Poziom istotności <i>p</i></b>
Napięcie izometryczne	Prawa	m. skośny zewnętrzny	0,69	0,408
		m. skośny wewnętrzny	1,453	0,231
		m. poprzeczny	1,327	0,252
	Lewa	m. skośny zewnętrzny	0,257	0,613
		m. skośny wewnętrzny	0,433	0,512
		m. poprzeczny	0,115	0,735
Manewr wciągnięcia brzucha	Prawa	m. skośny zewnętrzny	1,233	0,27
		m. skośny wewnętrzny	2,234	0,138
		m. poprzeczny	0,281	0,598
	Lewa	m. skośny zewnętrzny	1,376	0,244
		m. skośny wewnętrzny	0,856	0,357
		m. poprzeczny	0,264	0,609

**Tabela 29. Wyniki analizy wariancji współczynników zmian grubości mięśni w pozycji stojącej**

<b>Rodzaj aktywności mięśnia</b>	<b>Strona ciała</b>	<b>Współczynnik zmian grubości mięśnia <i>W</i></b>	<b>Wartość <i>F</i></b>	<b>Poziom istotności <i>p</i></b>
Napięcie izometryczne	Prawa	m. skośny zewnętrzny	0,127	0,723
		m. skośny wewnętrzny	0,000003	0,999
		m. poprzeczny	0,367	0,546
	Lewa	m. skośny zewnętrzny	0,063	0,803
		m. skośny wewnętrzny	0,391	0,533
		m. poprzeczny	0,359	0,551
Manewr wciągnięcia brzucha	Prawa	m. skośny zewnętrzny	0,361	0,549
		m. skośny wewnętrzny	0,022	0,882
		m. poprzeczny	0,107	0,744
	Lewa	m. skośny zewnętrzny	0,013	0,909
		m. skośny wewnętrzny	0,111	0,74
		m. poprzeczny	0,436	0,511

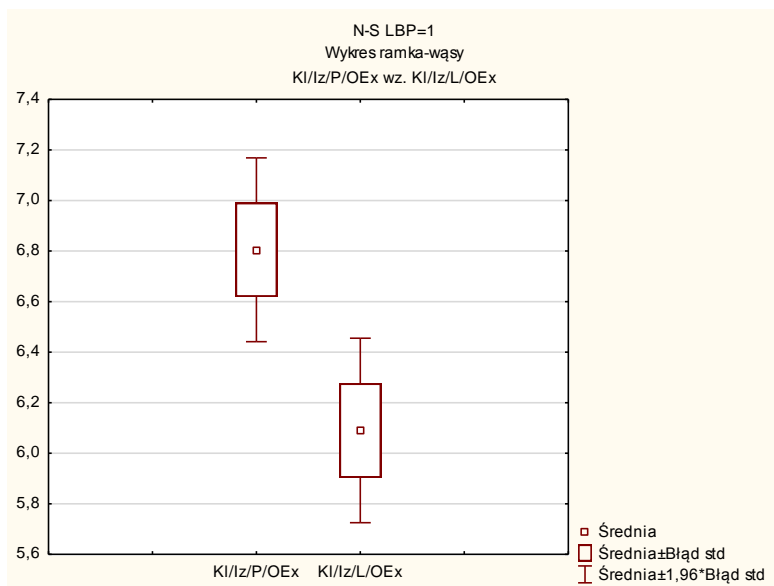
#### 6.4. Ocena symetrii grubości mięśni brzucha w grupie asymptomatycznej oraz z NDBK

Istotne statystycznie różnice w symetrii mięśni brzucha (przy zachowaniu jednorodności wariancji, potwierdzonej testami Levene'a oraz Brown'a-Forsythe'a), zarówno w grupie badanej, jak i kontrolnej, wykazano w testach uniesienia wyprostowanej kończyny dolnej, co jest zjawiskiem zrozumiałym z uwagi na asymetryczny charakter testu.

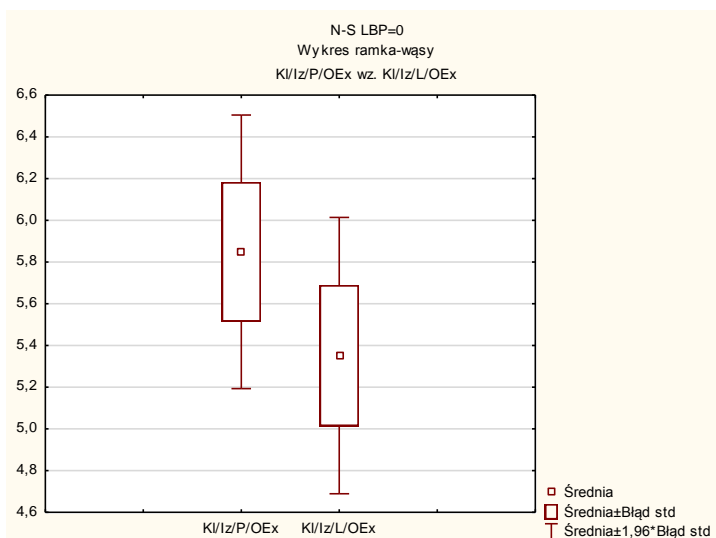
Ponadto, znamienne okazały się różnice w symetrii mięśnia skośnego zewnętrznego brzucha pomiędzy grupą osób z dolegliwościami i kontrolną w pozycji klęku podpartego. Mianowicie grupa NDBK wykazywała istotną statystycznie asymetrię w grubości tego mięśnia podczas wolicjonalnego, izometrycznego napięcia mięśni brzucha, podczas gdy w grupie kontrolnej takich asymetrii nie odnotowano (ryc. 33 i 34). W grupie pacjentów z nieswoistymi dolegliwościami bólowymi dolnej części kręgosłupa, mięsień skośny zewnętrzny podczas napięcia izometrycznego w pozycji klęku podpartego wykazywał większą grubość po stronie prawej, aniżeli po lewej. Badanie jednorodności wariancji za pomocą testów Levene'a oraz Brown'a-Forsythe'a wskazuje na spełnienie założenia testu *t*-Studenta dla prób niezależnych w obu grupach (tab. 30).

**Tabela 30. Wyniki testu *t*-Studenta dla prób niezależnych w ocenie symetrii izometrycznie napiętego m. skośnego zewnętrznego brzucha w klęku podpartym w grupach NDBK i kontrolnej**

Statystyka	Strona ciała	Grupa NDBK	Grupa kontrolna
Średnia ± odchylenie standardowe	Prawa	6,805 ± 1,65	5,849 ± 1,53
	Lewa	6,09 ± 1,65	5,351 ± 1,55
Wynik testu <i>t</i>		2,72	1,046
Poziom istotności <i>p</i>		0,007	0,302
Wynik testu Levene'a		0,018	0,054
Poziom istotności <i>p</i>		0,893	0,818
Wynik testu Brown'a-Forsythe'a		0,018	0,038
Poziom istotności <i>p</i>		0,894	0,846



**Ryc. 33. Wykres porównawczy grubości izometrycznie napiętych mięśni skośnych zewnętrznych brzucha w pozycji kłku podpartego w grupie NDBK**



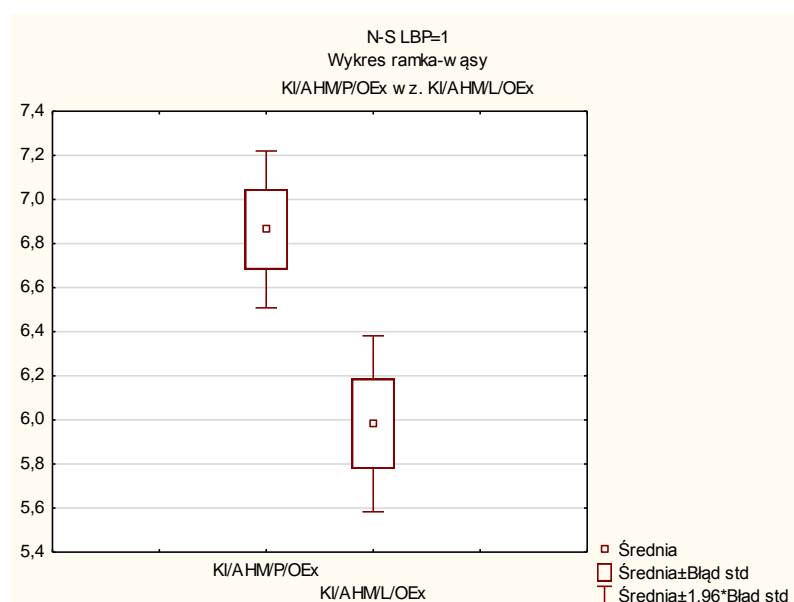
**Ryc. 34. Wykres porównawczy grubości izometrycznie napiętych mięśni skośnych zewnętrznych brzucha w pozycji kłku podpartego w grupie kontrolnej**

Analogiczne różnice w symetrii morfologii mięśni brzucha zaobserwowano podczas manewru wciągnięcia brzucha w pozycji kłku podpartego. Również w tym przypadku mięsień skośny zewnętrzny brzucha po prawej stronie ciała w grupie NDBK wykazywał

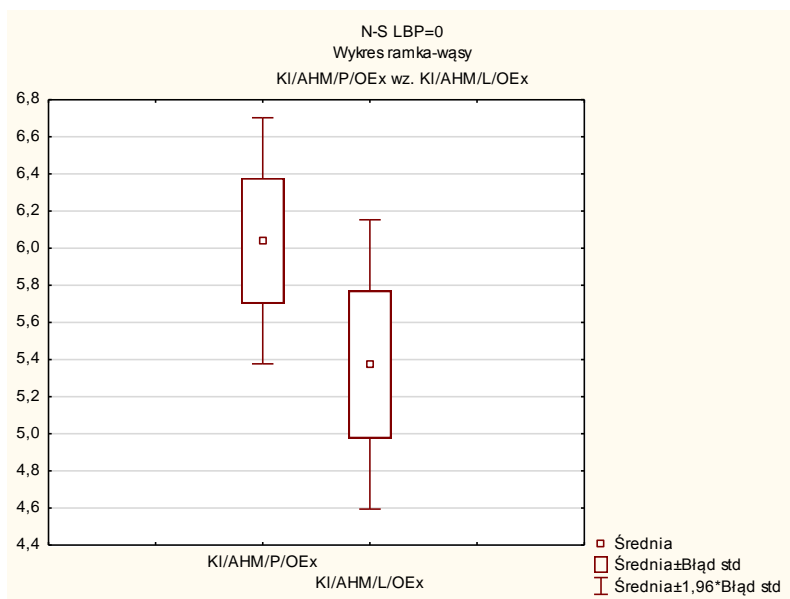
istotnie większe grubości w badaniu ultrasonograficznym, aniżeli jednoimienny mięsień po stronie lewej (ryc. 35 i 36). Podobnych asymetrii nie zaobserwowano w grupie kontrolnej. W obu porównywanych grupach wariancje są jednorodne (tab. 31).

**Tabela 31. Wyniki testu *t*-Studenta dla prób niezależnych w ocenie symetrii wciągniętego m. skośnego zewnętrznego brzucha w kłku podpartym w grupach NDBK i kontrolnej**

Statystyka	Strona ciała	Grupa NDBK	Grupa kontrolna
Średnia ± odchylenie standardowe	Prawa	6,864 ± 1,61	6,04 ± 1,55
	Lewa	5,983 ± 1,81	5,373 ± 1,82
Wynik testu <i>t</i>		3,232	1,277
Poziom istotności <i>p</i>		0,002	0,209
Wynik testu Levene'a		0,919	0,481
Poziom istotności <i>p</i>		0,339	0,492
Wynik testu Brown'a-Forsythe'a		0,82	0,35
Poziom istotności <i>p</i>		0,367	0,557



**Ryc. 35. Wykres porównawczy grubości wciągniętych mięśni skośnych zewnętrznego brzucha w pozycji kłku podpartego w grupie NDBK**

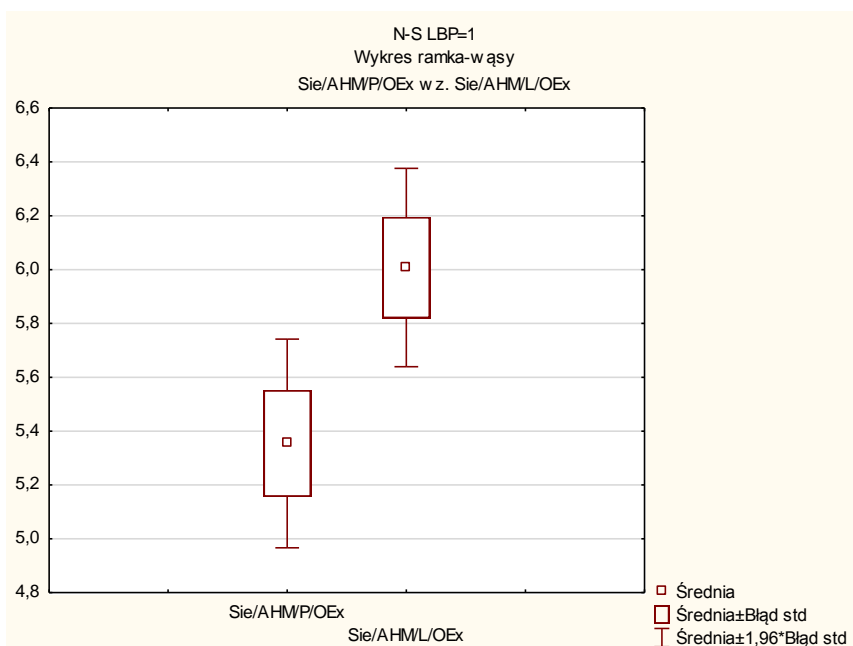


**Ryc. 36. Wykres porównawczy grubości wciągniętych mięśni skośnych zewnętrznych brzucha w pozycji kłku podpartego w grupie kontrolnej**

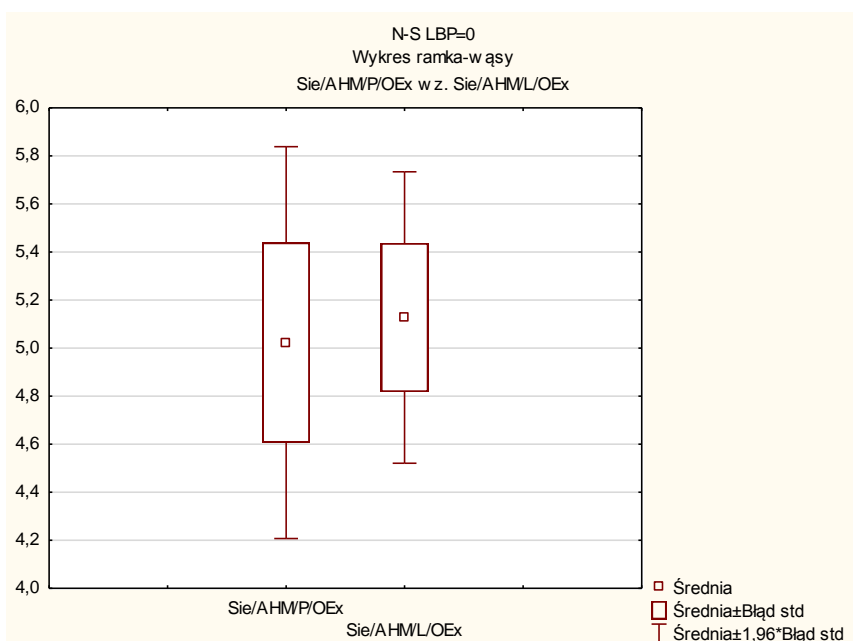
Również w pozycji siedzącej wykazano asymetrię w grubości mięśnia skośnego zewnętrznego brzucha podczas manewru wciągnięcia jego powłok. Stwierdzono istotną różnicę w symetrii mięśni w grupie badanej ( $p = 0,0178$ ) z przewagą mięśnia po lewej stronie ciała (ryc. 37 i 38). W tym samym teście nie zaobserwowano znamienych asymetrii w grupie kontrolnej. Wariancje w obu grupach są jednorodne, jak wskazuje tabela 32.

**Tabela 32. Wyniki testu *t*-Studenta dla prób niezależnych w ocenie symetrii wciągniętego m. skośnego zewnętrznego brzucha w pozycji siedzącej w grupach NDBK i kontrolnej**

Statystyka	Strona ciała	Grupa NDBK	Grupa kontrolna
Średnia ± odchylenie standardowe	Prawa	5,354 ± 1,77	5,023 ± 1,91
	Lewa	6,008 ± 1,68	5,128 ± 1,42
Wynik testu <i>t</i>		-2,395	-0,201
Poziom istotności <i>p</i>		0,018	0,841
Wynik testu Levene'a		0,008	0,733
Poziom istotności <i>p</i>		0,93	0,397
Wynik testu Brown'a-Forsythe'a		0,0008	0,523
Poziom istotności <i>p</i>		0,978	0,474



**Ryc. 37. Wykres porównawczy grubości wciągniętych mięśni skośnych zewnętrznego brzucha w pozycji siedzącej w grupie NDBK**



**Ryc. 38. Wykres porównawczy grubości wciągniętych mięśni skośnych zewnętrznego brzucha w pozycji klęku podpartego w grupie kontrolnej**

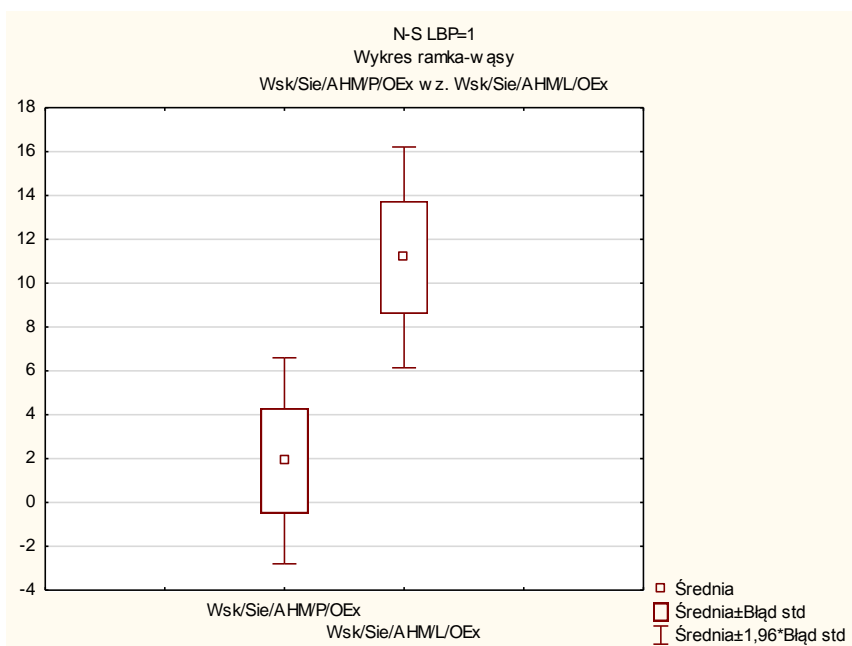
Współczynnik zmian grubości mięśnia skośnego zewnętrznego brzucha jest istotnie asymetryczny w grupie badanej ( $p = 0,009112$ ). Z tego powodu można odrzucić hipotezę



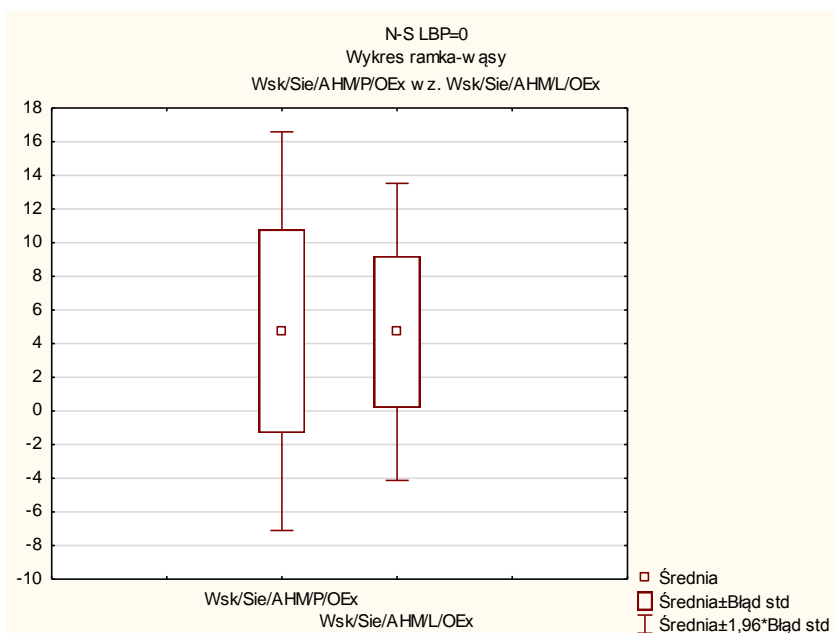
zerową o braku różnic pomiędzy współczynnikami dla prawej i lewej strony ciała (ryc. 39 i 40). Zmienność tego współczynnika pozostaje jednorodna zarówno w grupie badanej, jak i kontrolnej, w której nie stwierdzono istotnych asymetrii wartości współczynnika zmiany grubości mięśnia skośnego zewnętrznego podczas wciągnięcia brzucha w pozycji siedzącej (tab. 33).

**Tabela 33. Wyniki testu *t*-Studenta dla prób niezależnych w ocenie symetrii współczynnika zmiany grubości wciągniętego m. skośnego zewnętrznego brzucha w pozycji siedzącej w grupach NDBK i kontrolnej**

Statystyka	Strona ciała	Grupa NDBK	Grupa kontrolna
Średnia ± odchylenie standardowe	Prawa	1,9 ± 21,43	4,738 ± 27,7
	Lewa	11,175 ± 22,98	4,696 ± 20,64
	Wynik testu <i>t</i>	-2,64	0,006
	Poziom istotności <i>p</i>	0,009	0,996
	Wynik testu Levene'a	1,673	0,004
	Poziom istotności <i>p</i>	0,198	0,949
	Wynik testu Brown'a-Forsythe'a	2,014	0,091
	Poziom istotności <i>p</i>	0,158	0,764



**Ryc. 39.** Wykres porównawczy współczynników zmian grubości wciągniętych mięśni skośnych zewnętrznych brzucha w pozycji siedzącej w grupie NDBK



**Ryc. 40.** Wykres porównawczy współczynników zmian grubości wciągniętych mięśni skośnych zewnętrznych brzucha w pozycji klęku podpartego w grupie kontrolnej

Wykorzystując test *t*-Studenta dla prób niezależnych, zbadano różnice w grubości mięśni po obu stronach ciała, jak również współczynniki zmian grubości tychże mięśni

(konstrukcję współczynników objaśniono w podrozdziale 5.2.3.). Nie odnotowano istotnych statystycznie asymetrii w pozostałych pozycjach ciała oraz rodzajach aktywności mięśni brzucha.

### 6.5. Ocena związku wieku badanych z grubością mięśni okolicy bocznej brzucha

W celu ustalenia wpływu wieku badanych na grubości mięśni okolicy bocznej brzucha, poszukiwano korelacji pomiędzy wiekiem badanych, a wartościami grubości przekrojów poprzecznych mięśni bocznej ściany brzucha, ocenianych ultrasonograficznie.

Przeprowadzone obliczenia pozwoliły wyłonić 27 zmiennych, które w sposób istotny skorelowane są z wiekiem. Niemniej, współczynnik korelacji  $r$  Pearsona dla żadnej ze zmiennych nie przekroczył 0,35, co w połączeniu z niskimi wartościami współczynnika determinacji  $R^2$  (maksimum równe 0,117716) oraz wzrokową oceną wykresów rozrzutu świadczy o bardzo słabej korelacji wieku badanych z grubością mięśni okolicy bocznej brzucha. Również korelacja wieku ze współczynnikami zmian grubości mięśni brzucha w poszczególnych pozycjach ciała i aktywnościach mięśni brzucha jest zależnością o miernej sile (tabele 34 do 41).

**Tabela 34. Wyniki badania korelacji między wiekiem badanych a grubością mięśni brzucha w pozycji leżącej**

Nazwa zmiennej	Współczynnik korelacji liniowej $R$ Pearsona	Współczynnik determinacji $R^2$	Wynik testu $t$ dla $R$	Poziom istotności $p$
Spoczynek/OE L	-0,219	0,048	-2,225	0,028
Izometria/OE P	0,244	0,06	2,494	0,014
AHM/OE L	-0,202	0,041	-2,043	0,044

OE – m. skośny zewnętrzny brzucha, P – prawa strona ciała, L – lewa strona ciała, AHM – manewr wciągnięcia brzucha

**Tabela 35. Wyniki badania korelacji między wiekiem badanych a grubością mięśni brzucha w kłęk podpartym**

Nazwa zmiennej	Współczynnik korelacji liniowej $R$ Pearsona	Współczynnik determinacji $R^2$	Wynik testu $t$ dla $R$	Poziom istotności $p$
Spoczynek/Tra P	0,271	0,073	2,783	0,007
Izometria/OI P	-0,262	0,069	-2,692	0,008
Spoczynek/Tra L	0,268	0,072	2,751	0,007
Izometria/OI L	-0,252	0,063	-2,573	0,012

OI – m. skośny wewnętrzny brzucha, Tra – m. poprzeczny brzucha, P – prawa strona ciała, L – lewa strona ciała

**Tabela 36. Wyniki badania korelacji między wiekiem badanych a grubością mięśni brzucha w pozycji siedzącej**

Nazwa zmiennej	Współczynnik korelacji liniowej $R$ Pearsona	Współczynnik determinacji $R^2$	Wynik testu $t$ dla $R$	Poziom istotności $p$
Spoczynek/OI P	-0,211	0,045	-2,14	0,035
Izometria/OI P	-0,203	0,041	-2,052	0,043
AHM/OE P	0,212	0,045	2,145	0,034
Spoczynek/OI L	-0,251	0,063	-2,571	0,012
Spoczynek/Tra L	-0,203	0,041	-2,056	0,043

OI – m. skośny wewnętrzny brzucha, OE – m. skośny zewnętrzny brzucha, Tra – m. poprzeczny brzucha, P – prawa strona ciała, L – lewa strona ciała, AHM – manewr wciągnięcia brzucha

**Tabela 37. Wyniki badania korelacji między wiekiem badanych a grubością mięśni brzucha w pozycji stojącej**

Nazwa zmiennej	Współczynnik korelacji liniowej $R$ Pearsona	Współczynnik determinacji $R^2$	Wynik testu $t$ dla $R$	Poziom istotności $p$
Izometria/OI L	-0,242	0,059	-2,469	0,015

OI – m. skośny wewnętrzny brzucha, L – lewa strona ciała

**Tabela 38. Wyniki badania korelacji między wiekiem badanych a współczynnikami zmian grubości mięśni brzucha w pozycji leżącej oraz w teście ASLR**

Nazwa zmiennej	Współczynnik korelacji liniowej $R$ Pearsona	Współczynnik determinacji $R^2$	Wynik testu $t$ dla $R$	Poziom istotności $p$
Izometria/OE P	0,213	0,045	2,156	0,034
KDP/OI L	0,258	0,067	2,646	0,01
KDL/OE L	0,272	0,074	2,795	0,006

OE – m. skośny zewnętrzny brzucha, OI – m. skośny wewnętrzny brzucha, P – prawa strona ciała, L – lewa strona ciała, KDP – uniesienie prawej kończyny dolnej w teście ASLR, KDL – uniesienie lewej kończyny dolnej w teście ASLR

**Tabela 39. Wyniki badania korelacji między wiekiem badanych a współczynnikami zmian grubości mięśni brzucha w pozycji kłku podpartego**

Nazwa zmiennej	Współczynnik korelacji liniowej $R$ Pearsona	Współczynnik determinacji $R^2$	Wynik testu $t$ dla $R$	Poziom istotności $p$
Izometria/OI P	-0,246	0,061	-2,514	0,014
Izometria/OI L	-0,343	0,118	-3,616	0,0005
AHM/OI L	-0,205	0,042	-2,075	0,041
AHM/Tra L	-0,198	0,039	-2,001	0,048

OI – m. skośny wewnętrzny brzucha, Tra – m. poprzeczny brzucha, P – prawa strona ciała, L – lewa strona ciała, AHM – manewr wciągnięcia brzucha

**Tabela 40. Wyniki badania korelacji między wiekiem badanych a współczynnikami zmian grubości mięśni brzucha w pozycji siedzącej**

Nazwa zmiennej	Współczynnik korelacji liniowej $R$ Pearsona	Współczynnik determinacji $R^2$	Wynik testu $t$ dla $R$	Poziom istotności $p$
AHM/OE P	0,249	0,062	2,543	0,013
AHM/OI P	0,226	0,051	2,301	0,024
Izometria/OE L	0,202	0,041	2,04	0,044
AHM/OI L	0,296	0,087	3,064	0,003
AHM/Tra L	0,272	0,074	2,796	0,006

OE – m. skośny zewnętrzny brzucha, OI – m. skośny wewnętrzny brzucha, Tra – m. poprzeczny brzucha, P – prawa strona ciała, L – lewa strona ciała, AHM – manewr wciągnięcia brzucha

**Tabela 41. Wyniki badania korelacji między wiekiem badanych a współczynnikami zmian grubości mięśni brzucha w pozycji stojącej**

Nazwa zmiennej	Współczynnik korelacji liniowej $R$ Pearsona	Współczynnik determinacji $R^2$	Wynik testu $t$ dla $R$	Poziom istotności $p$
Izometria/OE P	0,245	0,06	2,506	0,014
AHM/OE P	0,226	0,051	2,311	0,023

OE – m. skośny zewnętrzny brzucha, OI – m. skośny wewnętrzny brzucha, P – prawa strona ciała, L – lewa strona ciała, KDP – uniesienie prawej kończyny dolnej w teście ASLR, KDL – uniesienie lewej kończyny dolnej w teście ASLR

### 6.6. Porównanie grubości mięśni okolicy bocznej brzucha w różnych pozycjach ciała

Dla określenia różnic w grubości poszczególnych mięśni okolicy bocznej brzucha w pozycjach: leżącej, klęku podpartym, siedzącej i stojącej, posłużono się parametrycznym testem  $t$ -Studenta dla prób niezależnych, zwracając uwagę na ocenę wszystkich możliwych kombinacji. Liczba możliwych permutacji  $p$  danego ustawienia ciała dla dwóch z czterech

porównywanych pozycji wynosi  $p_2^4 = \frac{4!}{2!} = \frac{24}{2} = 12$ , co wynika ze wzoru na liczbę

permutacji  $p_r^n = \frac{n!}{r!}$  (gdzie  $n$  – liczba wszystkich badanych pozycji ciała,  $r$  – liczba

porównywanych pozycji). Jednakże w tym przypadku porównanie odbywa się z pominięciem kolejności uporządkowania pozycji ciała, gdyż porównanie – *ad exemplum* – pozycji leżącej z siedzącą jest równoważne z porównaniem pozycji siedzącej z leżącą.

Dlatego też ustala się liczbę kombinacji  $C$  dla porównań określonego mięśnia w dwóch z

czterech rozpatrywanych pozycji ciała, zgodnie ze wzorem  $C_r^n = \frac{n!}{r!(n-r)!}$ , a zatem

$C_2^4 = \frac{4!}{2!2!} = \frac{24}{4} = 6$ . Istnieje więc sześć możliwych kombinacji porównań grubości mięśnia

dla dwóch z czterech rozpatrywanych pozycji ciała. Porównywane będą kolejno pozycje: leżąca z klęką podpartą, leżąca z siedzącą, leżąca ze stojącą, klęk podparty z siedzącą, klęk podparty z pozycją stojącą oraz pozycja siedząca ze stojącą (tab. 42).

**Tabela 42. Zestawienie wszystkich możliwych kombinacji porównań dwóch pozycji ciała z czterech rozpatrywanych**

Leżąca ↔ Klęk podparty	Klęk podparty ↔ Siedząca
Leżąca ↔ Siedząca	Klęk podparty ↔ Stojąca
Leżąca ↔ Stojąca	Siedząca ↔ Stojąca

Procedura porównań powtórzona została osobno dla każdej ze stron ciała.

Przeprowadzone analizy wskazują, że spoczynkowa grubość mięśni okolicy bocznej brzucha różni się w zależności od przyjętej pozycji ciała badanego.

W sposób istotny statystycznie w przebadanej populacji wzrasta grubość mięśnia skośnego zewnętrznego brzucha po obu stronach ciała w pozycji klęku podpartego. Warto zaznaczyć, że mięsień ten nie wykazywał istotnych zmian grubości pomiędzy pozycjami leżącą tyłem, siedzącą oraz stojącą. Spostrzeżenie nasuwa przypuszczenie antygravitacyjnego wzrostu zaangażowania tego mięśnia w pozycji klęku podpartego (gdyby zmianę grubości mięśnia w obrazie USG utożsamiać ze zmianami jego aktywności). Odstępstwem od opisywanego tutaj zjawiska okazało się porównanie grubości mięśnia skośnego zewnętrznego brzucha lewego w pozycji klęku podpartego i siedzącej, aczkolwiek należy zwrócić uwagę, że różnice w tym przypadku bliskie były istotności statystycznej ( $p = 0,0548$ ) (tab. 43 i 44).

**Tabela 43. Wyniki testu *t*-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic spoczynkowych grubości prawego m. skośnego zewnętrznego brzucha w różnych pozycjach ciała**

Porównywane pozycje	$\bar{x} \pm s$	<i>t</i>	<i>p</i>	Lev	<i>p</i>	B-F	<i>p</i>
Poz. leżąca vs klęk podparty	$5,036 \pm 1,51$ <hr/> $5,977 \pm 1,4$	-4,586	0,000008	0,584	0,446	0,405	0,525
Poz. leżąca vs poz. siedząca	$5,036 \pm 1,51$ <hr/> $5,212 \pm 1,38$	-0,867	0,387	0,783	0,377	0,598	0,44
Poz. leżąca vs poz. stojąca	$5,036 \pm 1,51$ <hr/> $5,266 \pm 1,56$	-1,068	0,287	0,002	0,966	0,0009	0,976
Klęk podparty vs poz. siedząca	$5,977 \pm 1,4$ <hr/> $5,212 \pm 1,38$	3,903	0,0001	0,013	0,91	0,019	0,89
Klęk podparty vs poz. stojąca	$5,977 \pm 1,4$ <hr/> $5,266 \pm 1,56$	3,404	0,0008	0,607	0,437	0,334	0,564
Poz. siedząca vs poz. stojąca	$5,212 \pm 1,38$ <hr/> $5,266 \pm 1,56$	-0,261	0,794	0,802	0,372	0,502	0,48

$\bar{x}$  - średnia, *s* - odchylenie standardowe, *t* - wynik testu *t*-Studenta, Lev - wynik testu Levene'a, B-F - wynik testu Brown'a-Forsythe'a, *p* - poziom istotności różnic dla wartości z kolumny poprzedzającej



**Tabela 44. Wyniki testu *t*-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic spoczynkowych grubości lewego m. skośnego zewnętrznego brzucha w różnych pozycjach ciała**

Porównywane pozycje	$\bar{x} \pm s$	<i>t</i>	<i>p</i>	Lev	<i>p</i>	B-F	<i>p</i>
Poz. leżąca vs klęk podparty	$5,097 \pm 1,24$ <hr/> $5,769 \pm 1,62$	-3,3*	0,001*	4,422	0,037	4,085	0,045
Poz. leżąca vs poz. siedząca	$5,097 \pm 1,24$ <hr/> $5,376 \pm 1,25$	-1,593	0,113	0,614	0,434	0,567	0,452
Poz. leżąca vs poz. stojąca	$5,097 \pm 1,24$ <hr/> $5,304 \pm 1,45$	-1,09	0,277	0,309	0,579	0,282	0,596
Klęk podparty vs poz. siedząca	$5,769 \pm 1,62$ <hr/> $5,376 \pm 1,25$	1,931	0,055	2,438	0,12	2,227	0,137
Klęk podparty vs poz. stojąca	$5,769 \pm 1,62$ <hr/> $5,304 \pm 1,45$	2,15	0,033	1,95	0,164	1,852	0,175
Poz. siedząca vs poz. stojąca	$5,376 \pm 1,25$ <hr/> $5,304 \pm 1,45$	0,379	0,705	0,006	0,938	0,008	0,928

\* – test Cochran’a-Cox’a z oddzielną estymacją wariancji i jego istotność w przypadku niejednorodnych wariancji zmiennych

$\bar{x}$  - średnia, *s* – odchylenie standardowe, *t* – wynik testu *t*-Studenta, Lev – wynik testu Levene’a, B-F – wynik testu Brown’a-Forsythe’a, *p* – poziom istotności różnic dla wartości z kolumny poprzedzającej

Nieco innych zależności można się doszukać badając różnice spoczynkowych grubości mięśnia skośnego wewnętrznego brzucha w kolejnych pozycjach ciała. Również w tym przypadku w badanej populacji wystąpiły różnice istotne w świetle analiz statystycznych. Były one związane z przyrostem grubości mięśnia skośnego wewnętrznego brzucha po lewej stronie ciała w pozycji stojącej w porównaniu z pozycjami leżącą tyłem,

klęką podpartym, czy też pozycją siedzącą. Nie zaobserwowano istotnie wyższych wartości grubości tego mięśnia w pozycji klęku podpartego, jak to miało miejsce w przypadku jego bardziej powierzchownie położonego „sąsiada”. Ponadto, zarejestrowane różnice okazały się tym razem asymetryczne i dotyczyły jedynie mięśnia po stronie lewej, atoli po prawej różnice między pozycją siedzącą a stojącą bliskie były istotności statystycznej ( $p = 0,070851$ ). Przyrost grubości mięśnia skośnego wewnętrznego prawego w pozycji stojącej w porównaniu z pozycjami leżącą i klęką podpartym nie był przyrostem statystycznie znamionym, o czym być może zadecydowały większe wartości odchylenia standardowego zrealizowanych w pozycji stojącej pomiarów ( $\bar{x} = 7,85\text{mm} \pm 2,56\text{mm}$  dla OI po stronie prawej oraz  $\bar{x} = 7,81\text{mm} \pm 2,16\text{mm}$  dla strony lewej) (tab. 45 i 46).

**Tabela 45. Wyniki testu *t*-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic spoczynkowych grubości prawego m. skośnego wewnętrznego brzucha w różnych pozycjach ciała**

Porównywane pozycje	$\bar{x} \pm s$	<i>t</i>	<i>p</i>	Lev	<i>p</i>	B-F	<i>p</i>
Poz. leżąca vs klęk podparty	$7,479 \pm 1,87$ <hr/> $7,602 \pm 2,16$	-0,43	0,668	1,774	0,184	1,344	0,248
Poz. leżąca vs poz. siedząca	$7,479 \pm 1,87$ <hr/> $7,238 \pm 2,2$	0,84	0,402	0,783	0,053	3,049	0,082
Poz. leżąca vs poz. stojąca	$7,479 \pm 1,87$ <hr/> $7,848 \pm 2,56$	-1,167*	0,245*	6,226	0,013	5,57	0,019
Klęk podparty vs poz. siedząca	$7,602 \pm 2,16$ <hr/> $7,238 \pm 2,2$	1,185	0,238	0,289	0,591	0,261	0,61
Klęk podparty vs poz. stojąca	$7,602 \pm 2,16$ <hr/> $7,848 \pm 2,56$	-0,737	0,462	1,594	0,208	1,54	0,216
Poz. siedząca vs poz. stojąca	$7,238 \pm 2,2$ <hr/> $7,848 \pm 2,56$	-1,816	0,071	0,663	0,417	0,645	0,423

\* – test Cochran’a-Cox’a z oddzielną estymacją wariancji i jego istotność w przypadku niejednorodnych wariancji zmiennych

$\bar{x}$  - średnia, *s* – odchylenie standardowe, *t* – wynik testu *t*-Studenta, Lev – wynik testu Levene’a, B-F – wynik testu Brown’a-Forsythe’a, *p* – poziom istotności różnic dla wartości z kolumny poprzedzającej

**Tabela 46. Wyniki testu *t*-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic spoczynkowych grubości lewego m. skośnego wewnętrznego brzucha w różnych pozycjach ciała**

Porównywane pozycje	$\bar{x} \pm s$	<i>t</i>	<i>p</i>	Lev	<i>p</i>	B-F	<i>p</i>
Poz. leżąca vs klęk podparty	$7,152 \pm 1,98$ <hr/> $7,152 \pm 2,22$	0,001	0,999	2,74	0,099	2,365	0,126
Poz. leżąca vs poz. siedząca	$7,152 \pm 1,98$ <hr/> $7,945 \pm 2,34$	0,679	0,498	3,646	0,058	3,568	0,06
Poz. leżąca vs poz. stojąca	$7,152 \pm 1,98$ <hr/> $7,806 \pm 2,16$	-2,241	0,026	1,64	0,202	1,684	0,196
Klęk podparty vs poz. siedząca	$7,152 \pm 2,22$ <hr/> $6,945 \pm 2,34$	0,643	0,521	0,1	0,752	0,143	0,706
Klęk podparty vs poz. stojąca	$7,152 \pm 2,22$ <hr/> $7,806 \pm 2,16$	-2,115	0,036	0,142	0,707	0,07	0,792
Poz. siedząca vs poz. stojąca	$6,945 \pm 2,34$ <hr/> $7,806 \pm 2,16$	-2,716	0,007	0,462	0,497	0,414	0,521

\* – test Cochran’a-Cox’a z oddzielną estymacją wariancji i jego istotność w przypadku niejednorodnych wariancji zmiennych

$\bar{x}$  - średnia, *s* – odchylenie standardowe, *t* – wynik testu *t*-Studenta, Lev – wynik testu Levene’a, B-F – wynik testu Brown’a-Forsythe’a, *p* – poziom istotności różnic dla wartości z kolumny poprzedzającej

W przypadku spoczynkowych grubości mięśnia poprzecznego brzucha w poszczególnych pozycjach ciała nie zostało spełnione założenie o jednorodności wariancji, dlatego też posłużono się wersją testu *t*-Studenta z niezależną estymacją wariancji. Rezultaty przeprowadzonych obliczeń wskazują na istotne, bilateralne zwiększenie

grubości tego mięśnia w pozycjach klęku podpartego, siedzącej i stojącej względem pozycji leżącej. Ponadto mięsień poprzeczny brzucha wyłącznie po prawej stronie ciała był w badanej populacji grubszy w klęku podpartym w porównaniu do pozycji siedzącej i stojącej. Różnice te nie potwierdziły się dla lewej strony tułowia (tab. 47 i 48).

**Tabela 47. Wyniki testu *t*-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic spoczynkowych grubości prawego m. poprzecznego brzucha w różnych pozycjach ciała**

Porównywane pozycje	$\bar{x} \pm s$	<i>t</i>	<i>p</i>	Lev	<i>p</i>	B-F	<i>p</i>
Poz. leżąca vs klęk podparty	$3,643 \pm 1,05$ $4,903 \pm 1,13$	-8,196	0	0,479	0,49	0,583	0,446
Poz. leżąca vs poz. siedząca	$3,643 \pm 1,05$ $4,332 \pm 1,55$	-3,703*	0,0003	11,975	0,0007	11,696	0,0008
Poz. leżąca vs poz. stojąca	$3,643 \pm 1,05$ $4,35 \pm 1,6$	-3,726*	0,0003*	7,693	0,006	6,729	0,01
Klęk podparty vs poz. siedząca	$4,903 \pm 1,13$ $4,332 \pm 1,55$	2,99*	0,003*	7,856	0,006	7,477	0,007
Klęk podparty vs poz. stojąca	$4,903 \pm 1,13$ $4,35 \pm 1,6$	2,839*	0,005*	4,806	0,03	3,961	0,048
Poz. siedząca vs poz. stojąca	$4,332 \pm 1,55$ $4,35 \pm 1,6$	-0,084	0,934	0,116	0,734	0,183	0,67

\* – test Cochran’a-Cox’a z oddzielną estymacją wariancji i jego istotność w przypadku niejednorodnych wariancji zmiennych

$\bar{x}$  – średnia, *s* – odchylenie standardowe, *t* – wynik testu *t*-Studenta, Lev – wynik testu Levene’a, B-F – wynik testu Brown’a-Forsythe’a, *p* – poziom istotności różnic dla wartości z kolumny poprzedzającej

**Tabela 48. Wyniki testu *t*-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic spoczynkowych grubości lewego m. poprzecznego brzucha w różnych pozycjach ciała**

Porównywane pozycje	$\bar{x} \pm s$	<i>t</i>	<i>p</i>	Lev	<i>p</i>	B-F	<i>p</i>
Poz. leżąca vs klęk podparty	$3,857 \pm 0,97$ <hr/> $4,554 \pm 1,2$	-4,526*	0,00001*	5,003	0,026	4,722	0,031
Poz. leżąca vs poz. siedząca	$3,857 \pm 0,97$ <hr/> $4,539 \pm 1,69$	-3,517*	0,0006*	2,984	0,000002	21,12	0,000008
Poz. leżąca vs poz. stojąca	$3,857 \pm 0,97$ <hr/> $4,571 \pm 1,58$	-3,88*	0,0002*	11,235	0,001	9,4	0,003
Klęk podparty vs poz. siedząca	$4,554 \pm 1,2$ <hr/> $4,539 \pm 1,69$	0,074*	0,941*	8,82	0,003	7,681	0,006
Klęk podparty vs poz. stojąca	$4,554 \pm 1,2$ <hr/> $4,571 \pm 1,58$	-0,086	0,931	2,357	0,126	1,785	0,183
Poz. siedząca vs poz. stojąca	$4,539 \pm 1,69$ <hr/> $4,571 \pm 1,58$	-0,14	0,889	1,437	0,232	1,447	0,23

\* – test Cochran’a-Cox’a z oddzielną estymacją wariancji i jego istotność w przypadku niejednorodnych wariancji zmiennych

$\bar{x}$  - średnia, *s* – odchylenie standardowe, *t* – wynik testu *t*-Studenta, Lev – wynik testu Levene’a, B-F – wynik testu Brown’a-Forsythe’a, *p* – poziom istotności różnic dla wartości z kolumny poprzedzającej

Również podczas izometrycznej aktywności mięśni brzucha, grubości poszczególnych mięśni różniły się w kolejnych ustawieniach ciała. W przypadku mięśnia skośnego zewnętrznego brzucha, odnotowano istotny wzrost jego grubości ocenianej w obrazie ultrasonograficznym w pozycji klęku podpartego, w porównaniu z pozostałymi pozycjami. Wyjątkiem od tej reguły była różnica w grubości izometrycznie napiętego

mięśnia skośnego zewnętrznego brzucha lewego pomiędzy pozycją klęku podpartego, a pozycją siedzącą. Różnice te korespondują z odmiennością tegoż mięśnia w odpowiadających pozycjach ciała, zarejestrowaną w spoczynku (tab. 49 i 50).

**Tabela 49. Wyniki testu *t*-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic grubości izometrycznie napiętego prawego m. skośnego zewnętrznego brzucha w różnych pozycjach ciała**

Porównywane pozycje	$\bar{x} \pm s$	<i>t</i>	<i>p</i>	Lev	<i>p</i>	B-F	<i>p</i>
Poz. leżąca vs klęk podparty	$4,961 \pm 1,72$ $6,604 \pm 1,67$	-6,875	0	0,285	0,594	0,188	0,665
Poz. leżąca vs poz. siedząca	$4,961 \pm 1,72$ $5,226 \pm 1,82$	-1,063	0,289	0,013	0,91	0,011	0,916
Poz. leżąca vs poz. stojąca	$4,961 \pm 1,72$ $5,223 \pm 2,1$	-0,969	0,334	0,003	0,958	0,006	0,94
Klęk podparty vs poz. siedząca	$6,604 \pm 1,67$ $5,226 \pm 1,82$	5,601	0	0,375	0,541	0,264	0,608
Klęk podparty vs poz. stojąca	$6,604 \pm 1,67$ $5,223 \pm 2,1$	5,165	0,000001	0,125	0,724	0,066	0,798
Poz. siedząca vs poz. stojąca	$5,226 \pm 1,82$ $5,223 \pm 2,1$	0,011	0,991	0,019	0,89	0,024	0,876

$\bar{x}$  - średnia, *s* - odchylenie standardowe, *t* - wynik testu *t*-Studenta, Lev - wynik testu Levene'a, B-F - wynik testu Brown'a-Forsythe'a, *p* - poziom istotności różnic dla wartości z kolumny poprzedzającej

**Tabela 50. Wyniki testu *t*-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic grubości izometrycznie napiętego lewego m. skośnego zewnętrznego brzucha w różnych pozycjach ciała**

Porównywane pozycje	$\bar{x} \pm s$	<i>t</i>	<i>p</i>	Lev	<i>p</i>	B-F	<i>p</i>
Poz. leżąca vs klęk podparty	$5,228 \pm 1,45$ <hr/> $5,935 \pm 1,65$	-3,228	0,001	0,479	0,49	0,484	0,488
Poz. leżąca vs poz. siedząca	$5,228 \pm 1,45$ <hr/> $5,571 \pm 1,63$	-1,582	0,115	0,332	0,565	0,299	0,585
Poz. leżąca vs poz. stojąca	$5,228 \pm 1,45$ <hr/> $5,319 \pm 1,57$	-0,428	0,67	0,219	0,64	0,313	0,577
Klęk podparty vs poz. siedząca	$5,935 \pm 1,65$ <hr/> $5,571 \pm 1,63$	1,576	0,117	0,013	0,91	0,019	0,889
Klęk podparty vs poz. stojąca	$5,935 \pm 1,65$ <hr/> $5,319 \pm 1,57$	2,711	0,007	1,051	0,307	1,209	0,273
Poz. siedząca vs poz. stojąca	$5,571 \pm 1,63$ <hr/> $5,319 \pm 1,57$	1,119	0,264	0,862	0,354	0,953	0,33

$\bar{x}$  - średnia, *s* - odchylenie standardowe, *t* - wynik testu *t*-Studenta, Lev - wynik testu Levene'a, B-F - wynik testu Brown'a-Forsythe'a, *p* - poziom istotności różnic dla wartości z kolumny poprzedzającej

Nie stwierdzono żadnych istotnych różnic w grubości mięśnia skośnego wewnętrznego brzucha podczas napięcia izometrycznego w kolejnych pozycjach ciała, przy zachowaniu jednorodności wariancji tej zmiennej.

Kolejne różnice odnotowano dla mięśnia poprzecznego brzucha podczas aktywności izometrycznej. W tym przypadku istotne dyferencje dotyczyły grubości tegoż mięśnia w pozycji klęku podpartego w porównaniu z pozycjami leżącą, siedzącą, czy stojącą po



prawej stronie ciała, co w przypadkach braku jednorodności wariancji potwierdza dodatkowa analiza z zastosowaniem statystyki  $C$  Cochran'a-Cox'a z niezależną oceną wariancji. Po lewej stronie ciała zauważalna była podobna tendencja, jednakże rozbieżność była ważna w sensie statystycznym jedynie w porównaniu pozycji klęku podpartego ze stojącą, natomiast w zestawieniu klęku podpartego z pozycją siedzącą inkongruencja bliska była istotności statystycznej ( $p = 0,069756$ ). Nie znaleziono podstaw do odrzucenia hipotezy zerowej o braku istotnych różnic w grubości izometrycznie napiętego mięśnia poprzecznego brzucha między klękami podpartym a pozycją leżenia tyłem po lewej stronie ciała (tab. 51 i 52).

**Tabela 51. Wyniki testu *t*-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic grubości izometrycznie napiętego prawego m. poprzecznego brzucha w różnych pozycjach ciała**

Porównywane pozycje	$\bar{x} \pm s$	<i>t</i>	<i>p</i>	Lev	<i>p</i>	B-F	<i>p</i>
Poz. leżąca vs klęk podparty	$5,304 \pm 1,67$ <hr/> $6,019 \pm 1,51$	-3,183	0,002	1,037	0,31	1,27	0,261
Poz. leżąca vs poz. siedząca	$5,304 \pm 1,67$ <hr/> $5,116 \pm 2,1$	0,705	0,482	3,287	0,071	2,949	0,088
Poz. leżąca vs poz. stojąca	$5,304 \pm 1,67$ <hr/> $5,126 \pm 1,92$	0,705	0,482	1,366	0,244	0,523	0,471
Klęk podparty vs poz. siedząca	$6,019 \pm 1,51$ <hr/> $5,116 \pm 2,1$	3,507*	0,0006*	7,448	0,007	7,245	0,008
Klęk podparty vs poz. stojąca	$6,019 \pm 1,51$ <hr/> $5,126 \pm 1,92$	3,674*	0,0003*	4,566	0,034	2,854	0,093
Poz. siedząca vs poz. stojąca	$5,116 \pm 2,1$ <hr/> $5,126 \pm 1,92$	-0,034	0,973	0,457	0,5	0,782	0,378

\* – test Cochran’a-Cox’a z oddzielną estymacją wariancji i jego istotność w przypadku niejednorodnych wariancji zmiennych

$\bar{x}$  - średnia, *s* – odchylenie standardowe, *t* – wynik testu *t*-Studenta, Lev – wynik testu Levene’a, B-F – wynik testu Brown’a-Forsythe’a, *p* – poziom istotności różnic dla wartości z kolumny poprzedzającej

**Tabela 52. Wyniki testu *t*-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic grubości izometrycznie napiętego lewego m. poprzecznego brzucha w różnych pozycjach ciała**

Porównywane pozycje	$\bar{x} \pm s$	<i>t</i>	<i>p</i>	Lev	<i>p</i>	B-F	<i>p</i>
Poz. leżąca vs klęk podparty	$5,401 \pm 1,71$ <hr/> $5,728 \pm 1,53$	-1426	0,155	0,479	0,49	0,484	0,488
Poz. leżąca vs poz. siedząca	$5,401 \pm 1,71$ <hr/> $5,287 \pm 1,88$	0,45	0,653	0,043	0,837	0,028	0,868
Poz. leżąca vs poz. stojąca	$5,401 \pm 1,71$ <hr/> $5,219 \pm 1,84$	0,729	0,467	0,175	0,676	0,012	0,914
Klęk podparty vs poz. siedząca	$5,728 \pm 1,53$ <hr/> $5,287 \pm 1,88$	1,823	0,07	1,225	0,27	1,325	0,251
Klęk podparty vs poz. stojąca	$5,728 \pm 1,53$ <hr/> $5,219 \pm 1,84$	2,134	0,034	1,907	0,169	1,193	0,276
Poz. siedząca vs poz. stojąca	$5,287 \pm 1,88$ <hr/> $5,219 \pm 1,84$	0,261	0,794	0,034	0,855	0,003	0,958

$\bar{x}$  - średnia, *s* - odchylenie standardowe, *t* - wynik testu *t*-Studenta, Lev - wynik testu Levene'a, B-F - wynik testu Brown'a-Forsythe'a, *p* - poziom istotności różnic dla wartości z kolumny poprzedzającej

Analogiczne obliczenia w kontekście aktywności mięśni brzucha podczas manewru wciągnięcia jego dolnej części wydają się potwierdzać antygravitacyjny wzrost grubości mięśnia skośnego zewnętrznego oraz poprzecznego brzucha w klęku podpartym oraz bardziej stabilny behavior mięśnia skośnego wewnętrznego, który w obserwowanej populacji wykazuje skłonność do zwiększenia grubości w pozycji stojącej.

Istotnie grubszy był mięsień skośny zewnętrzny prawy w pozycji klęku podpartego, aniżeli w pozostałych analizowanych konfiguracjach, podczas gdy nie stwierdzano ważnych różnic tegoż wymiaru pomiędzy pozycjami leżącą a siedzącą, leżącą a stojącą oraz siedzącą a stojącą. Odrębności dla klęku podpartego nie znalazły potwierdzenia w ultrasonogramach okolicy bocznej brzucha lewej (tab. 53 i 54).

**Tabela 53. Wyniki testu *t*-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic grubości wciągniętego prawego m. skośnego zewnętrznego brzucha w różnych pozycjach ciała**

Porównywane pozycje	$\bar{x} \pm s$	<i>t</i>	<i>p</i>	Lev	<i>p</i>	B-F	<i>p</i>
Poz. leżąca vs klęk podparty	$5,434 \pm 1,62$ <hr/> $6,691 \pm 1,63$	-5,481	0	0,07	0,792	0,099	0,753
Poz. leżąca vs poz. siedząca	$5,434 \pm 1,62$ <hr/> $5,285 \pm 1,79$	0,619	0,537	0,005	0,943	0,00009	0,992
Poz. leżąca vs poz. stojąca	$5,434 \pm 1,62$ <hr/> $5,531 \pm 1,93$	-0,385	0,701	0,016	0,899	0,061	0,805
Klęk podparty vs poz. siedząca	$6,691 \pm 1,63$ <hr/> $5,285 \pm 1,79$	5,817	0	0,09	0,764	0,068	0,794
Klęk podparty vs poz. stojąca	$6,691 \pm 1,63$ <hr/> $5,531 \pm 1,93$	4,609	0,000007	0,007	0,935	0,000007	0,998
Poz. siedząca vs poz. stojąca	$5,285 \pm 1,66$ <hr/> $5,643 \pm 1,6$	0,791	0,43	1,133	0,289	1,389	0,24

$\bar{x}$  - średnia, *s* - odchylenie standardowe, *t* - wynik testu *t*-Studenta, Lev - wynik testu Levene'a, B-F - wynik testu Brown'a-Forsythe'a, *p* - poziom istotności różnic dla wartości z kolumny poprzedzającej

**Tabela 54. Wyniki testu *t*-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic grubości wciągniętego lewego m. skośnego zewnętrznego brzucha w różnych pozycjach ciała**

Porównywane pozycje	$\bar{x} \pm s$	<i>t</i>	<i>p</i>	Lev	<i>p</i>	B-F	<i>p</i>
Poz. leżąca vs klęk podparty	$5,747 \pm 1,49$ <hr/> $5,855 \pm 1,82$	-0,457	0,648	3,717	0,055	3,056	0,082
Poz. leżąca vs poz. siedząca	$5,747 \pm 1,49$ <hr/> $5,825 \pm 1,66$	-0,348	0,728	0,762	0,384	0,761	0,384
Poz. leżąca vs poz. stojąca	$5,747 \pm 1,49$ <hr/> $5,643 \pm 1,6$	0,479	0,633	0,092	0,762	0,195	0,66
Klęk podparty vs poz. siedząca	$5,855 \pm 1,82$ <hr/> $5,825 \pm 1,66$	0,122	0,903	1,045	0,308	0,776	0,38
Klęk podparty vs poz. stojąca	$5,855 \pm 1,82$ <hr/> $5,643 \pm 1,6$	0,875	0,383	4,033	0,046	3,776	0,053
Poz. siedząca vs poz. stojąca	$5,825 \pm 1,79$ <hr/> $5,643 \pm 1,93$	-0,938	0,35	0,031	0,862	0,047	0,829

$\bar{x}$  - średnia, *s* - odchylenie standardowe, *t* - wynik testu *t*-Studenta, Lev - wynik testu Levene'a, B-F - wynik testu Brown'a-Forsythe'a, *p* - poziom istotności różnic dla wartości z kolumny poprzedzającej

Konfrontacja średnich grubości mięśnia skośnego wewnętrznego brzucha po jego wciągnięciu sugeruje zmiany w pewnym stopniu przypominające porównania jego wymiarów spoczynkowych. Mianowicie symetrycznie wzrasta w sposób znamieny grubość mięśnia w pozycji stojącej względem leżącej, a bliska istotności jest także różnica między klękem podpartym a pozycją stojącą, przy czym nie jest ona już zmianą symetryczną i ma miejsce tylko po prawej stronie ciała (*p* = 0,06135). Pozostałe

komparacje grubości mięśnia skośnego wewnętrznego w kolejnych pozycjach ciała z jednoczesnym wciągnięciem brzucha nie wniosły informacji o istotnych rozbieżnościach. W zestawieniach pozycji leżącej z kłęk podpartym i leżącej z siedzącą obustronnie, a także siedzącej ze stojącą po prawej i leżącej ze stojącą po lewej, w których to zmienność badanej cechy nie była jednorodna, wykorzystano stosowną statystykę *C* Cochran'a-Cox'a z oddzielną estymacją wariancji (tab. 55 i 56).

**Tabela 55. Wyniki testu *t*-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic grubości wciągniętego prawego m. skośnego wewnętrznego brzucha w różnych pozycjach ciała**

Porównywane pozycje	$\bar{x} \pm s$	<i>t</i>	<i>p</i>	Lev	<i>p</i>	B-F	<i>p</i>
Poz. leżąca vs klęk podparty	$9,159 \pm 2,4$ <hr/> $9,29 \pm 3,04$	-0,339*	0,735*	4,759	0,03	4,685	0,032
Poz. leżąca vs poz. siedząca	$9,159 \pm 2,4$ <hr/> $9,881 \pm 3,44$	-1,728*	0,086*	16,266	0,00008	16,685	0,00006
Poz. leżąca vs poz. stojąca	$9,159 \pm 2,4$ <hr/> $10,08 \pm 2,92$	-2,448	0,015	3,755	0,054	3,612	0,059
Klęk podparty vs poz. siedząca	$9,29 \pm 3,04$ <hr/> $9,881 \pm 3,44$	-1,29	0,199	2,927	0,089	3,057	0,082
Klęk podparty vs poz. stojąca	$9,29 \pm 3,04$ <hr/> $10,08 \pm 2,92$	-1,882	0,061	0,08	0,777	0,077	0,781
Poz. siedząca vs poz. stojąca	$9,881 \pm 3,44$ <hr/> $10,08 \pm 2,92$	-0,446*	0,656	4,144	0,043	4,229	0,041

\* – test Cochran'a-Cox'a z oddzielną estymacją wariancji i jego istotność w przypadku niejednorodnych wariancji zmiennych

$\bar{x}$  - średnia, *s* – odchylenie standardowe, *t* – wynik testu *t*-Studenta, Lev – wynik testu Levene'a, B-F – wynik testu Brown'a-Forsythe'a, *p* – poziom istotności różnic dla wartości z kolumny poprzedzającej

**Tabela 56. Wyniki testu *t*-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic grubości wciągniętego lewego m. skośnego wewnętrznego brzucha w różnych pozycjach ciała**

Porównywane pozycje	$\bar{x} \pm s$	<i>t</i>	<i>p</i>	Lev	<i>p</i>	B-F	<i>p</i>
Poz. leżąca vs klęk podparty	8,641 ± 2,34 9,146 ± 3,16	-1,289*	0,199*	8,668	0,004	7,735	0,006
Poz. leżąca vs poz. siedząca	8,641 ± 2,34 9,245 ± 2,94	-1,618*	0,107*	3,897	0,0497	4,165	0,043
Poz. leżąca vs poz. stojąca	8,641 ± 2,34 9,618 ± 3,05	-2,555*	0,011*	6,028	0,015	5,568	0,019
Klęk podparty vs poz. siedząca	9,146 ± 3,16 9,245 ± 2,94	-0,231	0,818	0,825	0,365	0,576	0,449
Klęk podparty vs poz. stojąca	9,146 ± 3,16 9,618 ± 3,05	-1,078	0,282	0,208	0,649	0,172	0,679
Poz. siedząca vs poz. stojąca	9,245 ± 2,94 9,618 ± 3,05	-0,884	0,378	0,204	0,652	0,116	0,734

\* – test Cochran’a-Cox’a z oddzielną estymacją wariancji i jego istotność w przypadku niejednorodnych wariancji zmiennych

$\bar{x}$  - średnia, *s* – odchylenie standardowe, *t* – wynik testu *t*-Studenta, Lev – wynik testu Levene’a, B-F – wynik testu Brown’a-Forsythe’a, *p* – poziom istotności różnic dla wartości z kolumny poprzedzającej

Analogiczne porównania przeprowadzono także z zastosowaniem dychotomicznej zmiennej, informującej o obecności dolegliwości kręgosłupa lub ich braku, jako zmiennej grupującej. Zestawienia te nie wniosły ważnych informacji o ewentualnych różnicach w grubości mięśni w poszczególnych pozycjach ciała pomiędzy osobami z dolegliwościami

bólowymi, a badanymi asymptotycznymi. W sytuacji, gdy tylko jedna z grup wykazywała istotne różnice w rozpatrywanych ustawieniach ciała – w drugiej grupie na ogół konstatowano podobny trend w zmianach grubości mięśni, bądź różnice bliskie były istotności statystycznej.

Uwagi powyższe może ilustrować przykład badania istotności różnic w grubości mięśnia poprzecznego brzucha prawego między pozycją leżącą a stojącą, z rozróżnieniem na grupę badaną i kontrolną (tabela 57 oraz ryciny 41 i 42).

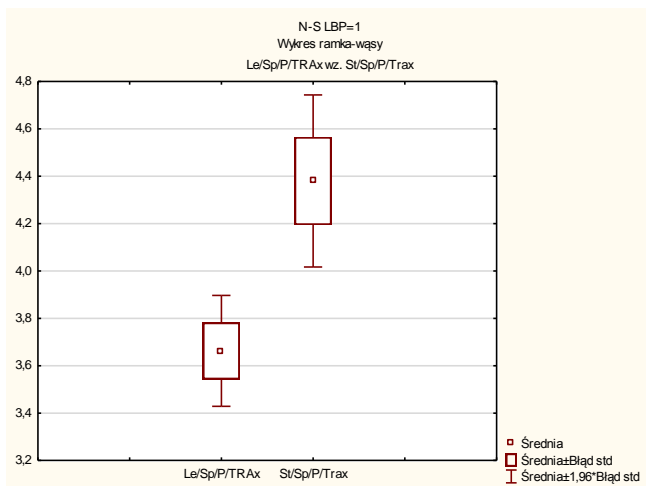
**Tabela 57. Wyniki testu *t*-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic spoczynkowej grubości prawego m. poprzecznego brzucha pomiędzy pozycją leżącą a stojącą w grupach NDBK i kontrolnej**

Grupa oraz porównywane pozycje ciała		$\bar{x} \pm s$	<i>t</i>	<i>p</i>	Lev	<i>p</i>	B-F	<i>p</i>
NDBK	Poz. leżąca	3,663 ± 1,07	-3,256*	0,001*	5,882	0,016	5,191	0,024
	vs poz. stojąca	4,38 ± 1,66						
Kontrolna	Poz. leżąca	3,57 ± 0,98	-1,825	0,076	2,027	0,162	1,465	0,233
	vs poz. stojąca	4,236 ± 1,36						

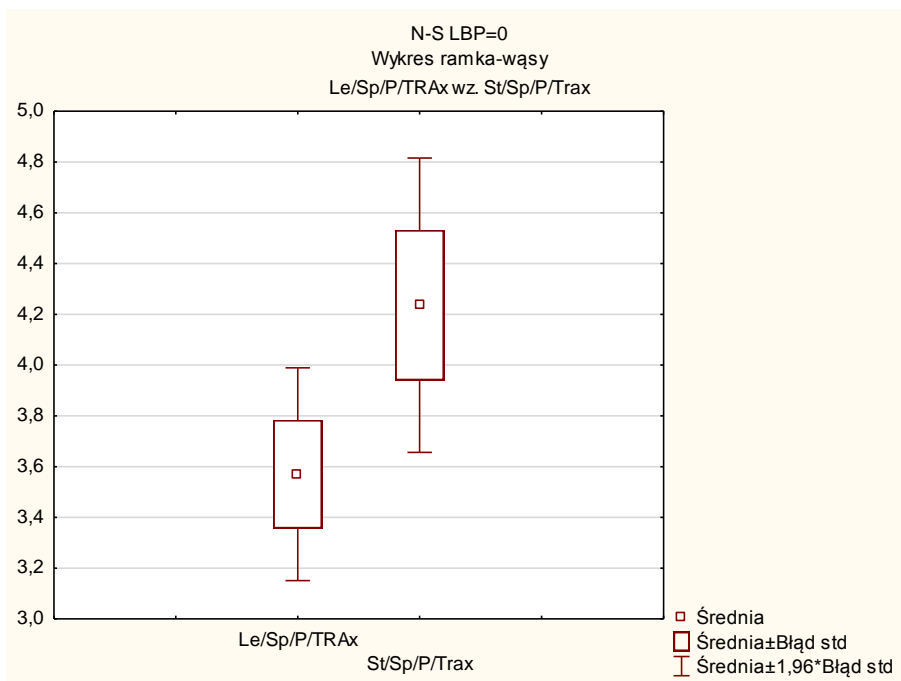
\* – test Cochran’a-Cox’a z oddzielną estymacją wariancji i jego istotność w przypadku niejednorodnych wariancji zmiennych

$\bar{x}$  - średnia, *s* – odchylenie standardowe, *t* – wynik testu *t*-Studenta, Lev – wynik testu Levene’a, B-F – wynik testu Brown’a-Forsythe’a, *p* – poziom istotności różnic dla wartości z kolumny poprzedzającej





**Ryc. 41. Wykres porównawczy grubości prawego m. poprzecznego brzucha w pozycjach leżącej i stojącej w grupie NDBK**



**Ryc. 42. Wykres porównawczy grubości prawego m. poprzecznego brzucha w pozycjach leżącej i stojącej w grupie kontrolnej**

## Rozdział 7.

### Dyskusja

*“Każda gałąź chirurgii ma swoją zagadkę i z pewnością najbardziej kłopotliwą dla ortopedii jest ból kręgosłupa. W pewnym okresie problem ten, z którym spotykamy się każdego dnia, wydawał się problemem beznadziejnym; ale stopniowo, wraz z pogłębieniem wiedzy oraz po niezliczonych, starannie przeprowadzonych badaniach, ład i nadzieja wylonily się z chaosu i dokładniejsza diagnoza stała się możliwa, dzięki czemu obecnie jest nadzieja dla zdecydowanej większości przypadków bólu dolnej części kręgosłupa oglądanych przez specjalistę ortopedę.”*

Walter Mercer, szkocki chirurg ortopeda, wyraził swego czasu nadzieję i przekonanie o coraz lepszym zrozumieniu zagadnienia bólu kręgosłupa. W dalszej części opracowania, z którego zaczerpnięto cytaty, przedstawia przebieg badania i leczenia, klasyfikując dolegliwości dolnej części kręgosłupa jako ból objawowy („symptomatic low back pain”), będący bólem rzutowanym z innych narządów i nie wynikającym z zaburzeń kręgosłupa i miednicy *per se*, bądź też jako lokalny ból dolnej części kręgosłupa („regional low back pain”) – skutek miejscowej nierównowagi struktur szkieletu kręgosłupa i obręczy biodrowej lub tkanek bezpośrednio je otaczających (Mercer 1937).

Od wydania zacytowanej powyżej pracy upłynęło ponad 80 (słownie: osiemdziesiąt) lat, a współczesna klasyfikacja bólów dolnej części kręgosłupa wskazuje, że w XXI wieku najczęściej nie potrafimy podać jednoznacznej przyczyny tych dolegliwości! Aby złagodzić wrażenie uwstecznienia w rozumieniu powszechnych bólów kręgosłupa warto zauważyć, że sposób formułowania diagnozy może wyraźnie różnić się stopniem precyzji. W bólach nieswoistych nie możemy jednoznacznie ocenić, czy dolegliwości wynikają z podrażnienia krążka międzykręgowego, więzadeł kręgosłupa i torebek stawów międzywyrostkowych, stawów krzyżowo-biodrowych, czy jeszcze innych struktur unerwionych czuciowo. Dlatego podaje się, że nie potrafimy podać dokładnego źródła aferencji odpowiedzialnej za powstawanie wrażenia bólu. Czy jednak nie domyślamy się

w pewnym przybliżeniu, które z elementów budowy kręgosłupa wywołują ból? Być może dawniej stosowane i bardziej zbiorcze rozpoznania, jak na przykład „przeciążenie lędźwiowo-krzyżowe” lub „przeciążenie krzyżowo-biodrowe” były lepsze niż współczesne „dolegliwości nieswoiste”, ponieważ jednoznacznie sugerowały zarówno podłoże bólu, jak i dobór adekwatnego leczenia (Gilcreest 1938). Takie uogólnienie nomenklaturowe nie musi oznaczać obniżenia trafności podejmowanych działań leczniczych, zważywszy że na sam kręgosłup lędźwiowy składa się aż 18 połączeń stawowych (stawy międzytrzonowe i międzywyrostkowe), ich więzadła i torebki stawowe, liczne ścięgna, mięśnie, powięzi i należy go traktować jako złożony kompleks biomechaniczny. Dlatego też postępowanie fizjoterapeutyczne musi uwzględniać zbilansowanie motoryki całego konglomeratu mięśniowo-szkieletowego w powiązaniu z obszarami sąsiadującymi i w szerszym kontekście anatomicznym. Mięśnie poprzecznie prążkowane, zgodnie z wyjaśnieniami zawartymi we wstępie do drugiego rozdziału niniejszej pracy (strony 14-15), mają zdolność aktywnego kontrolowania przemieszczeń segmentów kręgosłupa i obręczy biodrowej oraz ochrony pasywnych elementów kompleksu. Z tego powodu w niniejszej rozprawie zostały one poddane obserwacjom i pomiarom, które mogłyby przyczynić się do wyjaśnienia mechanizmów stojących za objawami przeciążenia kręgosłupa, czyli zachwiania kontroli strefy neutralnej jego połączeń – antycypowanego sedna patobiomechaniki dolegliwości nieswoistych dolnej części kręgosłupa.

Dokonana analiza rezultatu pomiarów USG grubości mięśni okolicy bocznej brzucha w grupie dorosłych z dolegliwościami nieswoistymi dolnej części kręgosłupa oraz porównanie skompletowanych danych z wynikami obserwacji w grupie bezobjawowej pozwoliły wyszczególnić różnice, które warto wziąć pod uwagę planując fizjoterapię w NDBK. Wiodące pytanie badawcze dotyczyło związku grubości badanych mięśni z występowaniem dolegliwości bólowych kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego. Nie ma pewności, czy ból kręgosłupa jest skutkiem, czy przyczyną ewentualnych zaburzeń w pracy mięśni, bo oba scenariusze są możliwe. Dodatkowo, skutek w postaci bólu kręgosłupa, może wtórnie przyczyniać się do patomechanizmów inicjujących objawy, jak chociażby w sytuacji inhibicji aktywności mięśni w następstwie bólu (Dickx i wsp. 2008; Arendt-Nielsen i wsp. 1996). Stwierdzenie faktu koincydencji obu zjawisk jest zatem bardziej właściwe i nieobarczone błędem pomyłki interpretacyjnej, w odróżnieniu od

kategoryzowania bólu kręgosłupa i dezorganizacji mięśniowej wedle zależności przyczynowo-skutkowych.

Na podstawie danych zebranych w populacji osób dorosłych wykazano pewne zależności pomiędzy grubością mięśni okolicy bocznej brzucha a rezultatem subiektywnej oceny nasilenia bólu dolnej części kręgosłupa. Analiza z wykorzystaniem regresji wielokrotnej sugeruje wprost proporcjonalną współzmiennność wyniku VAS z grubością mięśni skośnych zewnętrznych: lewego w pozycjach leżącej i siedzącej podczas napięcia izometrycznego oraz prawego w pozycjach siedzącej i stojącej w spoczynku. Także przyrost grubości mięśnia poprzecznego brzucha w klęku podpartym: lewego w spoczynku oraz prawego po wciągnięciu brzucha, związany był z wyższymi wartościami VAS. Ujemną korelację zaobserwowano pomiędzy nasileniem bólu a grubością mięśni: poprzecznego brzucha prawego w napięciu izometrycznym oraz skośnego zewnętrznego lewego w spoczynku w leżeniu tyłem; poprzecznego brzucha lewego po wciągnięciu brzucha oraz izometrycznie napiętego skośnego zewnętrznego brzucha lewego w pozycji stojącej; prawego skośnego zewnętrznego podczas napięcia izometrycznego w pozycji siedzącej. Z kolei regresja logistyczna pozwoliła wyłonić ostatecznie dwa mięśnie, dla których wzrost grubości oznaczał zwiększenie prawdopodobieństwa bólu kręgosłupa: skośny zewnętrzny lewy w leżeniu tyłem podczas napięcia izometrycznego i skośny wewnętrzny prawy w teście uniesienia wyprostowanej prawej kończyny dolnej oraz jeden, który w przypadku NDBK wykazywał zmniejszenie swojej grubości, to znaczy skośny wewnętrzny lewy w teście ASLR dla prawej kończyny dolnej (tab. 58).

**Tabela 58. Wykaz mięśni istotnie związanych z wynikiem badania nasilenia dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa (wzrost punktacji VAS)**

<b>Mięsień</b>	<b>Strona ciała</b>	<b>Rodzaj aktywności</b>	<b>Pozycja ciała</b>	<b>Grubość mięśnia</b>	<b>Metoda analizy stat.</b>
TRA	L	Spoczynek	Kłęk podparty	↑	RW
OE	P	Spoczynek	Stojąca	↑	RW
TRA	P	AHM	Kłęk podparty	↑	RW
OE	L	Izometria	Leżąca	↑	RW + RL
OE	L	Izometria	Siedząca	↑	RW
OE	P	Spoczynek	Siedząca	↑	RW
TRA	P	Izometria	Leżąca	↓	RW
TRA	L	AHM	Stojąca	↓	RW
OE	L	Izometria	Stojąca	↓	RW
OE	L	Spoczynek	Leżąca	↓	RW
OE	P	Izometria	Siedząca	↓	RW
OI	P	ASLR P	Leżąca	↑	RL
OI	L	ASLR P	Leżąca	↓	RL

TRA – m. poprzeczny brzucha, OE – m. skośny zewnętrzny brzucha, OI – m. skośny wewnętrzny brzucha, AHM – manewr wciągnięcia brzucha, ASLR – test uniesienia wyprostowanej kończyny dolnej, ↑ - zwiększenie grubości mięśnia, ↓ - zmniejszenie grubości mięśnia, RW – regresja wieloraka, RL – regresja logistyczna

Zarówno w modelu regresji wielorakiej, jak i logistycznej uwzględniony został mięsień skośny zewnętrzny po lewej stronie ciała podczas napięcia izometrycznego w pozycji leżącej, aczkolwiek występuje on również jako mięsień zmniejszający swoją grubość u badanych z NDBK w trakcie napięcia izometrycznego w pozycji stojącej. Poza samym stwierdzeniem istnienia wymienionych zależności, trudno na tej podstawie o jednokierunkowe wnioski i sugestie w aspekcie patobiomechaniki kręgosłupa z NDBK. Zbyt nieregularne są odnotowane korelacje, sprawiając wrażenie skutków wpływu indywidualnych cech osób badanych i ich historii zdrowia na ewentualne powiązania patobiomechaniczne. Odnotowane zależności dotyczą zarówno mięśni powierzchniowych,

jak i głębokich po obu stronach ciała, w różnych pozycjach wyjściowych i podczas odmiennych rodzajów aktywności mięśni brzucha.

Zgromadzone dane autor chciałby odnieść do spostrzeżeń Jackie Whittaker i wsp. (2013), którzy zwracają uwagę na zależności pomiędzy występowaniem dolegliwości lędźwiowo-miednicznych (ang. *lumbopelvic pain*) a konstytucją tkanek miękkich współtworzących powłoki brzucha. Autorzy zauważają, że z uwagi na funkcjonowanie powłok brzucha jako spójnej całości, należy oceniać wszystkie cztery główne mięśnie brzucha (to znaczy mięśnie: prosty brzucha, skośny zewnętrzny brzucha, skośny wewnętrzny brzucha oraz poprzeczny brzucha), a także bezpośrednio z nimi sąsiadującą tkankę łączną (powięzi, przegrody międzymięśniowe, kresę białą), pośredniczącą w przenoszeniu obciążeń tułowia. W przytoczonych badaniach nie stwierdzono istotnych różnic w grubości mięśni okolicy bocznej brzucha pomiędzy grupą badaną i kontrolną (obie liczyły po 25 osób). Znamienne statystycznie różnice dotyczyły natomiast grubości mięśnia prostego brzucha, całkowitej grubości mięśni brzucha, grubości tkanki łącznej okołomięśniowej w okolicy przedniej i bocznej brzucha, a także całkowitej grubości tkanki łącznej oraz szerokości kresy białej. Autorzy opracowania odnotowali zmniejszenie całkowitej grubości mięśni brzucha, wśród których mięsień prosty brzucha był średnio o 1,3 mm cieńszy w grupie osób z dolegliwościami i była to różnica najwyraźniejsza ( $p < 0,001$ ). *Nota bene*, tkanka łączna towarzysząca mięśniom brzucha (ang. *perimuscular connective tissue*) wykazywała wzrost swojej grubości, a kresa biała ulegała poszerzeniu. Są to spostrzeżenia, które sugerują kierunek adaptacyjnych zmian tkankowych w przypadku obniżenia grubości mięśnia prostego brzucha. Ponadto mogą tłumaczyć brak jednoznacznych, powtarzalnych różnic w grubości mięśni okolicy bocznej brzucha wśród badanych z NDBK. Badania stanowiące podstawę niniejszej rozprawy nie obejmowały pomiarów mięśnia prostego brzucha, czy też tkanek towarzyszących mięśniom, których morfologia mogła wykazywać dodatnią współzmiennność z nasileniem bólów nieswoistych.

Deliberować można nad wpływem dezorganizacji pracy różnych mięśni tułowia na destabilizację segmentów lędźwiowych kręgosłupa. Sposób organizacji miocytów w dużej mierze decyduje o właściwościach funkcjonalnych mięśni (Lieber i wsp. 2000). Dodatkowo, ich przekrój fizjologiczny informuje, jak duże siły izometryczne mogą rozwijać równoległe do siebie ułożone włókna mięśniowe (Powell i wsp. 1984). Z uwagi

na swą architekturę tkankową, mięsień prosty brzucha, zawierający większą liczbę sarkomerów ułożonych szeregowo, rozwija relatywnie niewielkie siły (Brown i wsp. 2011). Pozostaje natomiast mięśniem *stricte* ruchowym, zwłaszcza, że jego aktywność w porównaniu z sąsiadami na bocznej ścianie brzucha generuje największe zmiany długości mięśnia – zatem największe zakresy ruchów klatki piersiowej względem miednicy. Z uwagi na swoje położenie i przebieg, odpowiada za ruchy zgięcia i wyprostu kręgosłupa w odcinku piersiowo-lędźwiowo-krzyżowym. Naturalną konsekwencją opisywanych relacji wydaje się stanowić współwystępowanie zaburzeń działania mięśnia prostego brzucha z dolegliwościami nasilającymi się podczas całościowych ruchów zgięcia i/lub wyprostu tułowia, które mięsień ten powinien kontrolować. Może to sprzyjać niekorzystnym konfiguracjom przestrzennym miednicy względem klatki piersiowej, przeciążeniom przejścia piersiowo-lędźwiowego i lędźwiowo-krzyżowego oraz pogłębieniu lordozy lędźwiowej, czy też przeciążeniom stawów krzyżowo-biodrowych i spojenia łonowego (Drysdale i wsp. 2004). Dezorganizacja funkcji mięśnia prostego brzucha nie wyklucza atoli wydajnej stabilizacji segmentarnej kręgosłupa, którą wciąż skutecznie mogą zapewniać pozostałe mięśnie brzucha i grzbietu – zwłaszcza krótkie mięśnie przykręgosłupowe, mięsień wielodzielny i mięsień poprzeczny brzucha (Wilke i wsp. 1995; Keifer i wsp. 1997 i 1998). Inną kompozycją włókien cechują się mięśnie skośne brzucha, wykazujące większy niż mięsień prosty brzucha przekrój fizjologiczny. Szczególnie mięsień skośny wewnętrzny brzucha może dzięki temu rozwijać największe momenty sił (Powell i wsp. 1984).

Rozpatrując przyczyny nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa warto uwzględnić również kondycję pozostałych mięśni ograniczających jamę brzuszną, a zatem przepony, mięśni dna miednicy, części lędźwiowej mięśnia biodrowo-lędźwiowego i mięśnia czworobocznego lędźwi. Wraz z wcześniej analizowanymi mięśniami są one jednak współodpowiedzialne za utrzymywanie pożądanego ciśnienia śródbrzusznego w mechanizmie trzewno-pneumatycznego wspomaganie przenoszenia obciążeń tułowia (Hodges i wsp. 1997; Hodges i wsp. 2000; McGill i wsp. 1996).

Drugie z pytań badawczych miało na celu ustalenie różnic w zmianach grubości poszczególnych mięśni brzucha pomiędzy badanymi z NDBK a uczestnikami pomiarów bez dolegliwości. W toku porównań i obliczeń stwierdzono, że zmiany grubości mięśni

podczas ich napięcia izometrycznego, manewru wciągnięcia brzucha, czy też w teście uniesienia wyprostowanej kończyny dolnej są porównywalne w grupach badanej i kontrolnej. W badanej populacji nie znaleziono podstaw do stwierdzenia odmiennego wzorca aktywności mięśni brzucha (rozumianego jako zmiany ich grubości) w przypadku występowania dolegliwości nieswoistych kręgosłupa.

Zgromadzone wyniki nie potwierdzają powszechnie opisywanych zmian w rekrutacji mięśni brzucha w warunkach dolegliwości dolnej części kręgosłupa. Dla przykładu, Julie Hides i wsp. w swoim opracowaniu z 2009 roku porównali odruchowe zmiany grubości mięśni brzucha podczas zadań ruchowych imitujących fazę podporu w grupie osób z dolegliwościami dolnej części kręgosłupa z wynikami osób bez dolegliwości. Zarejestrowano wówczas istotnie większy przyrost grubości mięśnia skośnego wewnętrznego brzucha w grupie z objawami podczas symulowania podporu w pozycji leżenia tyłem ( $p = 0,002$ ). Ponadto, w tym samym zadaniu motorycznym, stwierdzono istotnie mniejsze skrócenie mięśnia poprzecznego brzucha w grupie badanej niż w kontrolnej ( $p < 0,0001$ ). Sama grubość mięśnia poprzecznego brzucha nie różniła się w obu grupach ( $p = 0,055$ ) (Hides i wsp. 2009).

Z kolei w innych pracach, badacze australijscy opisywali opóźnienie skurczu mięśnia poprzecznego brzucha podczas ruchów kończyny dolnej u osób z dolegliwościami odcinka lędźwiowego kręgosłupa (Hodges i wsp. 1996 i 1998). Opisywano także zmiany sprzężenia wyprzedzającego mięśni tułowia na skutek eksperymentalnie prowokowanych dolegliwości bólowych kręgosłupa lędźwiowego (Hodges i wsp. 2003a).

Bardziej aktualne badania potwierdzają, że osoby z przewlekłymi dolegliwościami bólowymi dolnej części kręgosłupa charakteryzują się mniejszym przyrostem grubości mięśnia poprzecznego brzucha oraz większym mięśnia skośnego zewnętrznego brzucha w porównaniu z grupą osób bez objawów, podczas testów w pozycji stojącej z zastosowaniem platformy stabilometrycznej Biodex (Ehsania i wsp. 2016).

Reasumując, wyniki przeprowadzonych badań odbiegają od często opisywanych zmian w grubości mięśni brzucha w NDBK. Niektóre z przytoczonych badań koncentrowały się na sekwencji czasowej napinania poszczególnych mięśni brzucha i poruszanej kończyny. Być może w badanej populacji to właśnie timing mięśniowy, a nie zmiany grubości mięśni, różnił pacjentów z dolegliwościami od przedstawicieli grupy



kontrolnej. Należy też podkreślić, że w cytowanych opracowaniach pomiary gromadzono w innych pozycjach wyjściowych oraz w odmiennych zadaniach ruchowych, niż w badaniach stanowiących podstawę niniejszej dysertacji. Mogłoby to wyjaśniać brak oczekiwanych różnic w zmianach grubości mięśni. Być może w przeanalizowanych ustawieniach ciała oraz aktywnościach mięśni bocznej ściany brzucha, zmiany grubości mięśni nie są tak wydatne, jak to ma miejsce w czynnościach nawiązujących do lokomocji lub w warunkach zwiększonych wymagań stabilizacji tułowia.

W trzecim pytaniu badawczym skoncentrowano uwagę na symetrii mięśni brzucha i jej ewentualnych zakłóceniach. Zaobserwowane asymetrie nie dotyczyły jedynie testu uniesienia wyprostowanej kończyny dolnej, w którym odmienna praca mięśni prawej i lewej połowy ciała jest zjawiskiem naturalnym i pożądanym (różnice istotne statystycznie odnotowano zarówno w grupie badanej, jak i kontrolnej). Pomimo symetrycznej postawy ciała we wszystkich pozostałych pozycjach pomiarowych, porównywane grupy nie były jednorodne pod względem symetrii grubości mięśni okolicy bocznej brzucha. Zarejestrowane asymetrie obejmowały:

- mięsień skośny zewnętrzny brzucha w pozycji kłku podpartego podczas napięcia izometrycznego ( $P > L$ )
- mięsień skośny zewnętrzny brzucha w kłku podpartym podczas wciągnięcia powłok brzucha ( $P > L$ )
- mięsień skośny zewnętrzny brzucha w pozycji siedzącej podczas wciągnięcia brzucha ( $L > P$ )

Wymienione asymetrie wystąpiły wyłącznie w grupie badanej, podczas gdy w grupie kontrolnej mięśnie brzucha były symetryczne. Warto zwrócić uwagę, że poczynione spostrzeżenia ograniczają się do najbardziej powierzchownego, ruchowego mięśnia skośnego zewnętrznego brzucha i odpowiadają pozycjom wymagającym aktywnego napięcia badanych mięśni – podczas ich napięcia izometrycznego, czy też w trakcie wciągania powłok brzucha. Wypunktowano powyżej jedynie te asymetrie, które w świetle analiz statystycznych były znamienne, jednakże trzeba nadmienić, że w badanej populacji, różnice mniej znaczące obserwowane były także w pozycjach spoczynkowych oraz w innych pozycjach wymagających napięcia mięśni brzucha. Bliskie statystycznej istotności rozbieżności objęły:

- mięsień skośny wewnętrzny brzucha w pozycji leżącej podczas wciągnięcia brzucha ( $P > L$ ) ( $p = 0,069978$ )
- mięsień skośny wewnętrzny brzucha w klęku podpartym w spoczynku ( $P > L$ ,  $p = 0,074943$ )
- mięsień poprzeczny brzucha w klęku podpartym w spoczynku ( $P > L$ ,  $p = 0,068877$ )
- mięsień skośny zewnętrzny brzucha w pozycji siedzącej podczas napięcia izometrycznego ( $L > P$ ,  $p = 0,078166$ )
- mięsień skośny wewnętrzny brzucha w pozycji siedzącej podczas napięcia izometrycznego ( $P > L$ ,  $p = 0,095095$ )
- mięsień skośny wewnętrzny brzucha w pozycji siedzącej podczas wciągnięcia mięśni brzucha ( $P > L$ ,  $p = 0,074625$ ).

Analogicznie do mięśni istotnie asymetrycznych, także i tym razem wszystkie wymienione różnice nie pojawiały się w grupie kontrolnej, a jedynie wśród osób z dolegliwościami dolnej części kręgosłupa. Różnice w grubości mięśni prawej i lewej strony ciała najczęściej zaznaczone były wyraźniej w grupie badanej i na ogół wskazywały wzrost wartości wymiaru mięśnia po prawej stronie ciała. Należy zastanowić się, czy asymetrie w grubości mięśni można odnosić do wielkości generowanych przez nie sił? Jeżeli tak, to czy działanie mięśni ma wartość ochronną dla kręgosłupa, czy raczej przyczynia się do powstawania dolegliwości? Być może w niektórych przypadkach działanie ochronne dla jednych struktur staje się jednocześnie źródłem przeciążenia i bólu dla innych? Jeżeli asymetria w grubości mięśni odpowiada asymetrycznej sile mięśni, z pewnością można spodziewać się utrudnienia kontroli strefy neutralnej połączeń kręgosłupa oraz przeciążeń jego aparatu więzadłowo-krażkowo-torebkowego i/lub otaczających go tkanek. Interesujący może być również fakt zwiększenia grubości mięśni u osób z NDBK zazwyczaj po prawej stronie ciała. Czy należy go wiązać z kończyną dominującą? Być może wynika z lokalizacji przebytych urazów i/lub interwencji chirurgicznych? Po której stronie ciała występowały dolegliwości bólowe dolnej części kręgosłupa: po stronie grubszych mięśni, kontralateralnie, obustronnie, pośrodkowo, zmiennie? Znajomość odpowiedzi na naturalnie pojawiające się pytania mogłaby pomóc w lepszym poznaniu oraz uszczegółowieniu patomechanizmów dolegliwości nieswoistych,

niemniej w oparciu o przytoczone wyniki należy spodziewać się, że asymetrie w grubości mięśni bocznej ściany brzucha mogą być wyraźniej zaznaczone wśród osób z dolegliwościami nieswoistymi kręgosłupa, aniżeli u osób bez objawów.

W opracowaniach opisujących osoby bez dolegliwości na ogół nie stwierdza się istotnych asymetrii w grubości mięśni tułowia, a także w zmianach ich grubości – zarówno mięśni bocznej ściany brzucha, jak i mięśnia wielodzielnego (Mannion i wsp. 2008; Rankin i wsp. 2006; Springer i wsp. 2006; Hides i wsp. 1994). Nie oznacza to jednak, że takie asymetrie w ogóle nie występują, ponieważ w przypadku porównań pojedynczych mięśni, różnice te mogą sięgać nawet 24-26% (Mannion i wsp. 2008; Rankin i wsp. 2006). Dlatego też nie należy jednoznacznie wiązać jakichkolwiek asymetrii w grubości, bądź polu przekroju poprzecznego badanych mięśni z sytuacją patologiczną. Stosunkowo wyraźne asymetrie są zatem zauważalne u osób bez objawów, choć można polemizować, czy nie są one czynnikiem predysponującym do wystąpienia dolegliwości bólowych kręgosłupa w późniejszym czasie. Niestety, autorowi nie są znane żadne długofalowe obserwacje grup osób wyjściowo bez objawów, za to posiadających niesymetryczne mięśnie bocznej ściany brzucha bądź grzbietu.

Z kolei badania porównawcze osób z bólem kręgosłupa z badanymi bez objawów wydają się w pewnym stopniu potwierdzać obserwacje poczynione w ramach niniejszej rozprawy. W jednym z opracowań wykazano różnice dotyczące grubości mięśnia poprzecznego brzucha, ale przede wszystkim wysoki stopień asymetrii grubości tego mięśnia w porównaniu z przedstawicielami grupy kontrolnej (odpowiednio  $16,4\% \pm 2,1\%$  *versus*  $8,4\% \pm 7,5\%$ ) (Ota i wsp. 2011). Autor nie może jednakże odnieść zgromadzonych wyników dotyczących mięśni skośnego wewnętrznego oraz skośnego zewnętrznego brzucha do żadnego z przeanalizowanych artykułów z powodu braku stosownych danych. Być może poczynione spostrzeżenia mogłyby uzupełniać wcześniejsze badania, wskazujące na asymetrię pola przekroju poprzecznego mięśnia wielodzielnego oraz biodrowo-lędźwiowego, atrofię mięśnia wielodzielnego oraz jego infiltrację tkanką tłuszczową u badanych z bólem dolnej części kręgosłupa (Barker i wsp. 2004; Beneck i wsp. 2012; Danneels i wsp. 2000).

W opozycji do poczynionych porównań mogą stać rezultaty badań Deydre'a Teyhen'a wraz z zespołem, wskazujące na spadek zdolności mięśnia poprzecznego

brzucha do zwiększenia swojej grubości podczas manewru wciągnięcia brzucha (ADIM – ang. *abdominal drawing-in maneuver*), a nie asymetrię mięśni brzucha, jako główną cechę odróżniającą pacjentów z jednostronnym bólem kręgosłupa od osobników asymptomatycznych. Mięsień skośny wewnętrzny brzucha nie wykazywał podobnych różnic. Co ważne, pomimo obecności unilateralnych dolegliwości dolnej części kręgosłupa, w obserwowanej (nie nazbyt licznej: N=15) grupie pacjentów nie stwierdzono asymetrii zmian grubości mięśnia poprzecznego brzucha oraz mięśnia skośnego wewnętrznego brzucha podczas wciągnięcia brzucha. Grubość wymienionych mięśni nie była w badanej populacji istotnie różna po stronie objawów oraz kontralateralnie do nich zarówno w spoczynku, jak i podczas ADIM (Teyhen i wsp. 2009).

Julie Hides z zespołem opisała w 2008 roku asymetrie w morfologii mięśni tułowia, obrazowanych rezonansem magnetycznym wśród wyczynowych graczy w krykieta. Badacze zauważyli, że mięśnie czworoboczny lędźwi oraz prostownik grzbietu wraz z mięśniem wielodzielnym, w tej grupie sportowców posiadają większe pola przekroju poprzecznego ipsilateralnie do dominującej kończyny górnej, przy czym mięsień czworoboczny lędźwi najwyraźniej zaznaczał się u miotaczy z dolegliwościami bólowymi dolnej części kręgosłupa. Zawodnicy wykazywali ponadto większą grubość mięśnia skośnego wewnętrznego brzucha po stronie kontralateralnej do dominującej kończyny górnej. Nie stwierdzono natomiast istotnych różnic w powierzchniach przekrojów poprzecznych mięśni biodrowo-lędźwiowych i grubości mięśnia poprzecznego brzucha, choć podczas testu wciągnięcia brzucha zauważono wyraźnie mniejszą zdolność mięśnia poprzecznego brzucha do skrócenia odpowiadającej mu powięzi wśród badanych z dolegliwościami bólowymi dolnej części kręgosłupa (Hides i wsp. 2008b). Badania powyższe nie pozwalają niestety na uzyskanie odpowiedzi, czy asymetria badanego mięśnia wywołuje dolegliwości (Engstrom i wsp. 2007), czy może zapobiega ich nasileniu – zwłaszcza z uwagi na asymetryczny charakter dyscypliny sportowej (de Visser i wsp. 2007).

W przekonaniu autora, rozstrzygnięcie o kolejności zdarzeń w relacji przyczynowo-skutkowej dla lędźwiobólów oraz grubości mięśni tułowia, czy też zmian tych grubości, jest trudne. Złożoność zagadnienia wynika po części z wielokierunkowych możliwości działania układu nerwowo-mięśniowego, po części z indywidualnego charakteru strategii

mięśniowych i kompensacji, czy też z jednostkowych uwarunkowań anatomicznych i zdrowotnych wśród poszczególnych badanych. W dodatku niełatwo o skonstruowanie badań, które mogłyby umożliwić uzyskanie jednoznacznych wyników. Długofalowe obserwacje osobników asymptomatycznych z zaznaczoną asymetrią mięśni tułowia niesie ryzyko wpływu niekontrolowanych zmiennych na powstawanie ewentualnych dolegliwości dolnej części kręgosłupa. W analogiczny sposób obciążone są dłużej trwające obserwacje jednostek, u których mięśnie są symetryczne, ale występują już dolegliwości bólowe w odcinku lędźwiowo-krzyżowym.

Powiązanie wieku badanych z wynikami pomiarów USG grubości mięśni brzucha stanowiło treść czwartego pytania badawczego. Pomimo istnienia statystycznie istotnych korelacji wieku z szeregiem badanych zmiennych, nie można stwierdzić, ażeby wiek badanych wpływał na grubość mięśni bocznej ściany brzucha, gdyż odnotowane zależności są zbyt subtelne, a współczynniki korelacji zbyt niskie.

W 2012 roku ukazało się opracowanie japońskich naukowców, którzy zbadali ultrasonograficznie grubość mięśni brzucha w dużej grupie kobiet (N=103), podzielonych na pięć grup wiekowych. W porównaniu z przedstawicielkami najmłodszej grupy (pomiędzy 20, a 24 rokiem życia; N=26), kobiety z drugiej w kolejności grupy wiekowej (od 25 do 44 roku życia; N=26) wykazywały już istotne zmniejszenie grubości mięśnia prostego brzucha (na poziomie  $p < 0,05$ ). Sukcesywna atrofia tego mięśnia (wyrażana poprzez spadek jego grubości w płaszczyźnie poprzecznej) potwierdziła się w dalszych grupach wiekowych: między 45 a 64 rokiem życia (N=16), między 65 a 74 rokiem życia (N=16) oraz pomiędzy 75 a 85 rokiem życia (N=19) na poziomie istotności poniżej 0,01. Dwie grupy obejmujące najbardziej dojrzałe uczestniczki badań różniły się na poziomie istotności 0,01 w aspekcie mięśnia prostego brzucha nie tylko od grupy najmłodszej, ale także od drugiej w kolejności grupy badanych (między 25 a 44 r.ż.). Tak wyraźny spadek grubości w odniesieniu do mięśni skośnych brzucha występował później, ponieważ istotne różnice zarejestrowano począwszy od grupy kobiet powyżej 45 roku życia w porównaniu z grupą najmłodszą. Interesujący może być brak istotnych różnic w grubości mięśnia poprzecznego brzucha pomiędzy poszczególnymi grupami wiekowymi. Spostrzeżenie to autorzy publikacji tłumaczą większą – wraz z wiekiem – skłonnością do atrofii mięśni powierzchownych/ruchowych tułowia, aniżeli głębokich mięśni o działaniu stabilizującym.

Dodatkowo przypominają, że już niewielki poziom aktywności mięśni głębokich wystarcza do realizacji zadań stabilizacyjnych (Ota i wsp. 2012; Cholewicki i wsp. 1997).

W przytoczone powyżej wyniki badań dobrze wpisują się także obserwacje Nahid'a Tahan'a wraz z zespołem badaczy z Teheranu i Melbourne, poczynione w 2016 roku. Potwierdzają one ujemną korelację wieku z grubością mięśni brzucha w dużej grupie zdrowych badanych (N=156) pomiędzy 18 a 44 rokiem życia. Grubość mięśnia poprzecznego brzucha w populacji asymptomatycznej była porównywalna u badanych w różnym wieku, natomiast grubości mięśni prostego brzucha, skośnego zewnętrznego oraz wewnętrznego brzucha zmniejszały się wraz z wiekiem. Autorzy opracowania zwracają uwagę, że atrofia mięśni położonych bardziej powierzchownie może wynikać także z kompozycji tkanki mięśniowej, zawierającej w tym przypadku głównie włókna typu II, w odróżnieniu od mięśnia poprzecznego brzucha, zbudowanego z włókien typu I (Häggmark i wsp. 1979; Johnson i wsp. 1973).

W opozycji do powyższych spostrzeżeń, brak związku aktywności mięśni: biodrowo-lędźwiowego, skośnego wewnętrznego brzucha, wielodzielnego oraz pośladkowego średniego z wiekiem badanych u osób zdrowych stwierdzili badacze z Fukuoki w Japonii. Ich obserwacje nie mogą być jednak swobodnie porównywane z treścią wyników niniejszej dysertacji oraz wcześniej przytoczonymi artykułami z powodu znacznych różnic metodologicznych. Mianowicie w przytoczonym opracowaniu posługiwano się powierzchowną elektromiografią przezskórną, a pomiarów dokonywano w pozycji stojącej jednonóż. Ponadto grupa badana była znacznie mniejsza (5 osób reprezentujących starszych dorosłych w wieku 68-82 lat oraz 8 osób odpowiadających osobom dorosłym młodszym, pomiędzy 19 a 31 rokiem życia) (Kai i wsp. 2008).

Gwoli usprawiedliwienia sprzeczności zgromadzonych w niniejszej rozprawie wyników pomiarów USG z rezultatami przywołanych, komplementarnych metodologicznie badań, należy zwrócić uwagę na możliwość wpływu na rejestrowane grubości mięśni niewymienionych wcześniej czynników, takich jak indywidualny poziom aktywności fizycznej badanych, czy też wskaźnik BMI (body mass index), a które nie zostały uwzględnione w powyższych analizach (Rankin i wsp. 2006, Mannion i wsp. 2008; Linek i wsp. 2017). Należy również wziąć pod uwagę możliwość rzeczywistego braku związku wieku badanych z różnicami w grubości ocenionych w USG mięśni.

W celu odpowiedzi na ostatnie z pytań badawczych, porównywano grubości mięśni brzucha w różnych pozycjach ciała. Wyniki analiz zestawiono w tabeli uwzględniającej grubość danego mięśnia dla każdej z istotnie różnych par poszczególnych pozycji ciała (tab. 59). Prezentowane poniżej porównania odnoszą się do ogółu badanych, bez rozróżnienia na przedstawicieli grupy z bólem kręgosłupa lub bez. Autor pragnie przypomnieć, że obie grupy nie różniły się od siebie w aspekcie grubości mięśni oraz ich zmian w kolejnych ustawieniach ciała.

**Tabela 59. Wykaz istotnych różnic w grubości mięśni brzucha określanej w poszczególnych pozycjach ciała**

Mięsień	Pozycja badania			
	Leżąca	Kłęk podparty	Siedząca	Stojąca
skośny zewnętrzny P i L (sp.)	↓	↑		
skośny zewnętrzny P (sp.)		↑	↓	
skośny zewnętrzny P i L (sp.)		↑		↓
skośny wewnętrzny L (sp.)	↓			↑
skośny wewnętrzny L (sp.)		↓		↑
skośny wewnętrzny L (sp.)			↓	↑
poprzeczny P i L (sp.)	↓	↑		
poprzeczny P i L (sp.)	↓		↑	
poprzeczny P i L (sp.)	↓			↑
poprzeczny P (sp.)		↑	↓	
poprzeczny P (sp.)		↑		↓
skośny zewnętrzny P i L (iz.)	↓	↑		
skośny zewnętrzny P (iz.)		↑	↓	
skośny zewnętrzny P i L (iz.)		↑		↓
poprzeczny P (iz.)	↓	↑		
poprzeczny P (iz.)		↑	↓	
poprzeczny P i L (iz.)		↑		↓
skośny zewnętrzny P (ahm)	↓	↑		
skośny zewnętrzny P (ahm)		↑	↓	
skośny zewnętrzny P (ahm)		↑		↓
skośny wewnętrzny P i L (ahm)	↓			↑

↑ – większa grubość mięśnia, ↓ – mniejsza grubość mięśnia, sp. – aktywność spoczynkowa, iz. – napięcie izometryczne, ahm – wciągnięcie brzucha



Występowanie różnic w działaniu i strukturze mięśnia poprzecznego brzucha (Kiesel i wsp. 2007; Miura i wsp. 2014; Hides i wsp. 2009 i 2010) oraz mięśnia wielodzielnego (Kiesel i wsp. 2007; Sweeney i wsp. 2014; Wallwork i wsp. 2009; Hides i wsp. 2008a) pomiędzy osobami z bólem dolnej części kręgosłupa a badanymi bez objawów nie ulega wątpliwości. Warto jednak zastanowić się nad charakterem różnic w grubości określonych mięśni lub modulacji ich grubości w różnych pozycjach ciała oraz ewentualnymi dewiacjami tychże parametrów w przypadkach bólu kręgosłupa. Sutherlin i wsp. (2018) nie odnotowują znamienych różnic pomiędzy badanymi z historią dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa, a osobami zdrowymi w kontekście grubości mięśnia wielodzielnego, ocenianego ultrasonograficznie; nie stwierdzają także, ażeby mięsień ten w istotny sposób zmieniał swą grubość w różnych pozycjach ciała (oceniano 4 pozycje ciała: leżącą tyłem, siedzącą, stojącą oraz chód). Wyraźne różnice odnotowano natomiast w grubości mięśnia poprzecznego brzucha – zarówno pomiędzy obu grupami, jak również pomiędzy poszczególnymi pozycjami ciała. Uczestnicy badań, którzy nie doświadczyli bólu kręgosłupa charakteryzowali się zdolnością do wyraźniejszej modulacji grubości mięśnia poprzecznego brzucha w porównaniu z przedstawicielami grupy z historią bólów krzyża w trakcie manewru wciągnięcia brzucha, przy czym nie zaobserwowano interakcji między obu badanymi czynnikami (to znaczy historią bólów krzyża i pozycjami ciała). Istotnie większe zmiany grubości mięśnia poprzecznego brzucha odnotowano w pozycji leżącej niż w pozycjach siedzącej i stojącej oraz podczas chodu niż stojąc. Redukcję stopnia modulacji grubości mięśnia poprzecznego brzucha w pozycjach pionowych: siedzącej i stojącej może wyjaśniać fakt względnego wzrostu spoczynkowej grubości tego mięśnia w wymienionych ustawieniach ciała w porównaniu z pozycją leżącą, co wynika z jego antygravitacyjnego behawioru. Są to spostrzeżenia zbieżne z obserwacjami poczynionymi w trakcie badań własnych, w których potwierdza się spoczynkowe zwiększenie grubości mięśnia poprzecznego brzucha w pozycji kłku podpartego, siedzącej i stojącej w odpowiedzi na obciążenie tułowia wynikające z konieczności przeciwdziałania sile powszechnego ciężenia, przy czym mięsień poprzeczny brzucha wydaje się zwiększać swoją grubość spoczynkową przede wszystkim w pozycji kłku podpartego, natomiast mięsień skośny wewnętrzny brzucha – głównie w pozycji stojącej.

Przyrost grubości mięśnia poprzecznego brzucha, występujący w określonych pozycjach ciała i utożsamiany ze zwiększeniem sił generowanych przez ten mięsień, a także wzrost jego aktywności bioelektrycznej (Goldby i wsp. 2006; Hodges i wsp. 2003b; Mc Meeken i wsp. 2004; Hides i wsp. 2006; Ferreira i wsp. 2011), opisuje także Takuya Miura wraz z zespołem badaczy z Hokkaido. Naukowcy konstatują antygravitacyjne zwiększenie grubości mięśnia poprzecznego brzucha w pozycjach wyższych niż leżąca tyłem ze zgiętymi kolanami i podpartymi stopami. Odnotowują jednakże różnice między badanymi z bólem kręgosłupa a osobami bez objawów, których nie stwierdzono w niniejszej dysertacji. Mianowicie, badani z dolegliwościami nie wykazywali zwiększenia grubości mięśnia poprzecznego w pozycjach siedzącej i stojącej, w stosunku do pomiarów zebranych w pozycji leżącej, natomiast podczas wolicjonalnego napięcia mięśnia poprzecznego brzucha poprzez manewr wciągnięcia jego dolnej części, przyrost grubości obserwowanego mięśnia był mniejszy, aniżeli u badanych asymptomatycznych (Miura i wsp. 2014). W konkluzji, autorzy zwracają uwagę na obniżoną zdolność aktywacji mięśnia poprzecznego brzucha w grupie osób z dolegliwościami dolnej części kręgosłupa, zarówno w ujęciu odruchowym, jak i wolicjonalnym. Jednocześnie sugerują potrzebę badań, które mogłyby pokazać, na ile poprawa aktywności mięśnia poprzecznego brzucha – za sprawą stosownych ćwiczeń stabilizacyjnych – mogłaby wpłynąć na poziom dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa. O wartości przytoczonej pracy stanowią także cenne uwagi na temat wiarygodności samych pomiarów ultrasonograficznych. Autorzy zadali sobie trud obliczenia wartości współczynnika korelacji wewnątrzklasowej, sugerując jednak, że w przypadku badań USG grubości mięśni brzucha, nie jest to wystarczające. Dlatego też wartości współczynnika ICC (ang. *intra-class correlation coefficient* – współczynnik korelacji wewnątrzklasowej) uzupełnili o informacje na temat wielkości standardowego błędu pomiaru (SEM – ang. *standard error of the measurement*) oraz najmniejszej wykrywalnej różnicy pomiaru (MDC – ang. *minimal detectable change*) – parametrów obliczanych na podstawie odpowiednio: wartości odchylenia standardowego i ICC oraz błędu standardowego pomiaru. Dzięki korzystnym wartościom wymienionych wskaźników (ICC=0,96-0,99; SEM=0,19-0,4mm; MDC=0,5-0,97mm), potwierdzono wysoką wiarygodność przeprowadzonych pomiarów.

Wśród opracowań naukowych, taktujących o związkach mięśni brzucha z występowaniem dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa na ogół podkreśla się szczególną rolę głębokich mięśni stabilizujących segmenty lędźwiowe kręgosłupa, czy też przyczyniających się do zamknięcia siłowego stawów krzyżowo-biodrowych (tzw. *force closure* za Snijdersem, Vleemingiem i wsp. 1997). Z drugiej strony, znajdujemy również dowody na brak różnic w poziomie zaangażowania mięśni głębokich tułowia u osób z dolegliwościami dolnej części kręgosłupa, w porównaniu z badanymi bez objawów. Spośród prac podważających kluczową rolę mięśni głębokich tułowia w patomechanizmie lędźwiobólów, odnajdujemy między innymi artykuł Pulkovskiego i wsp. z 2012 roku, który wskazuje, że ultrasonograficzna ocena zdolności wolicjonalnego napięcia mięśnia poprzecznego brzucha nie jest wystarczającym kryterium rozróżnienia badanych z przewlekłym bólem dolnej części kręgosłupa od osób zdrowych. Różnic w grubości mięśnia poprzecznego brzucha – zarówno spoczynkowej w leżeniu tyłem oraz w klęku podpartym, jak i podczas ćwiczeń, polegających na wciągnięciu brzucha lub uniesieniu wyprostowanej kończyny górnej i kontralateralnej kończyny dolnej w pozycji klęku podpartego – nie stwierdzili również badacze z Uniwersytetu Wirginii. Należy jednakże zaznaczyć, że porównywano tutaj osoby bez historii bólów krzyża (grupa kontrolna) z osobami, które doświadczyły co najmniej trzech znaczących epizodów bólowych w minionym roku, ale aktualnie niezgłaszającymi dolegliwości (ang. *non-symptomatic low back pain*) (Gorbet i wsp. 2010). Duże wątpliwości co do znaczenia mięśni brzucha w powstawaniu lędźwiobólów wyraził w swojej pracy z 2008 roku E. Lederman, sugerując między innymi, że osłabienie lub nierównowaga pomiędzy poszczególnymi grupami mięśni tułowia są jedynie objawem indywidualnej zmienności i że słabe, czy też dysfunkcyjne mięśnie brzucha nie prowadzą do bólu kręgosłupa.

W przekonaniu autora niniejszej dysertacji, czynnikiem o wartości koncyliacyjnej wobec różnorodnych opinii na temat roli mięśni brzucha w powstawaniu nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa może być ich wieloaspektowość oraz złożoność ludzkiego organizmu. Z biomechanicznego punktu widzenia – jak już wspomniano wcześniej w niniejszym rozdziale – znaczenie w etiopatogenezie bólów dolnej części kręgosłupa mogą mieć mięśnie otaczające jamę brzuszną i w bardziej lub mniej bezpośredni sposób kontrolujące przemieszczenia segmentów lędźwiowych, czy też

miednicy. Znajdujemy tu zatem krótkie mięśnie przykręgosłupowe: międzypoprzeczne, międzykolcowe i skręcające; nieco dłuższe mięśnie zdolne do stabilizacji segmentarnej: wielodzielny i poprzeczny; duże mięśnie powierzchowne, współtworzące mięśniowy gorset tułowia: biodrowo-żebrowy lędźwi i najdłuższy, najszerszy grzbietu, czworoboczny lędźwi; wreszcie inne mięśnie otoczenia jamy brzusznej, które pomimo oddalenia od samego kręgosłupa uczestniczą w zabezpieczeniu prawidłowej wartości ciśnienia śródbrzusznego, czy też stabilizują obszary sąsiadujące z lędźwiowo-krzyżowym odcinkiem kręgosłupa: mm. skośne brzucha, przepona, mięśnie dna miednicy.

W dalszej kolejności, należy podkreślić biopsychospołeczny, socjo-ekonomiczny i jatrogenny kontekst problemów zdrowotnych pacjenta oraz indywidualne, warunkowane osobniczo i kulturowo przekonania na temat bólu kręgosłupa (Schofield i wsp. 2012; MacNeela i wsp. 2015; Igwesi-Chidobe i wsp. 2016; Lin i wsp. 2013; Bui i wsp. 2011). Dane epidemiologiczne wskazują, że poprawa warunków socjalnych i ekonomicznych w krajach o niskich i umiarkowanych przychodach może zmniejszać zapadalność na nieswoiste schorzenia kręgosłupa, lecz z drugiej strony może też zwiększać oczekiwania pacjentów i ich wymagania dotyczące badań i opieki medycznej o *de facto* wątpliwej wartości leczniczej. Może to paradoksalnie zwiększać ryzyko długotrwałej niepełnosprawności związanej z kręgosłupem. Niektórzy autorzy określają powyższe zjawisko mianem paradoksu bólu dolnej części kręgosłupa (ang. *low back pain paradox*) (Buchbinder i wsp. 2018). Edukacja pacjentów i klinicyistów w zakresie biopsychospołecznych uwarunkowań przewlekłego bólu kręgosłupa pozwala zminimalizować niepotrzebne (a czasem nawet niewskazane) działania służby zdrowia, które bywają źródłem przewlekłych, jatrogennych dolegliwości dolnej części kręgosłupa. Dlatego należy podejmować próby integracji i wsparcia przedstawicieli różnych dyscyplin opieki zdrowotnej, zmierzające do zapewnienia pacjentom spójnej wiedzy o mechanizmach, przyczynach, rokowaniach i naturalnym przebiegu bólu kręgosłupa, jak również korzyściach wpływających z aktywności ruchowej i ćwiczeń (Buchbinder 2018).

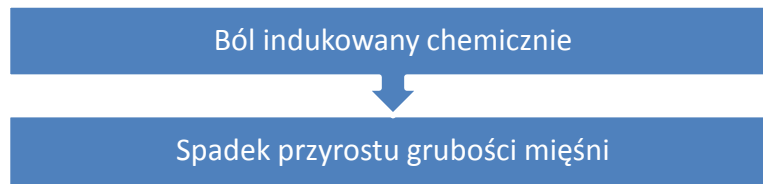
W grupie czynników komplikujących jednoznaczną interpretację danych o bólu dolnej części kręgosłupa nie można pominąć rozbieżności w sposobie definiowania bólu nieswoistego oraz niuansów tego schorzenia, takich jak czas trwania objawów, ich nasilenie i lokalizacja, czasokres powstawania i ustępowania bólu, czy też jego

częstotliwość. Stąd potrzeba inkorporacji uniwersalnej definicji problemu – zwłaszcza w badaniach epidemiologicznych, na wzór Globalnego Sojuszu na rzecz Zdrowia Układu Ruchu (Global Alliance for Musculoskeletal Health) (Hoy i wsp. 2018; Dionne i wsp. 2008).

Celem uwydatnienia konieczności interdyscyplinarnego traktowania prostego bólu kręgosłupa, raz jeszcze w niniejszej rozprawie, autor chce jedynie wymienić zjawiska patofizjologiczne, które opisywano w kontekście możliwych przyczyn bólów dolnej części kręgosłupa, mianowicie: zjawisko ośrodkowej sensytyzacji układu nerwowego w przypadku bólu przewlekłego oraz fenomenu bólu przeniesionego w sytuacji chorób narządów jamy brzusznej, czy miednicy. Przez wzgląd na wyżej wymienione patomechanizmy, należy zawsze rozważyć implementację fizjoterapii skoncentrowanej na modulacji sygnałów ośrodkowych, leczenia behawioralnego i kognitywnego, bądź internistycznego, ze szczególnym uwzględnieniem żywienia pacjentów z dolegliwościami bólowymi dolnej części kręgosłupa.

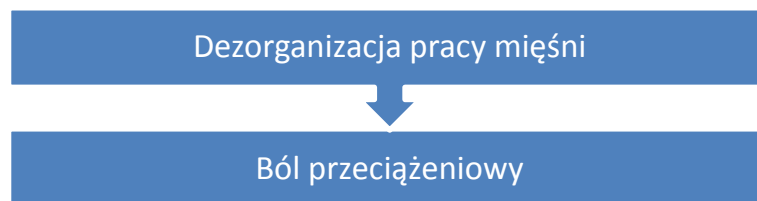
Biorąc pod uwagę wielowątkowość zwykłego bólu krzyża i możliwe przyczyny powstawania tego rodzaju dolegliwości, nie należy negować nietypowych rezultatów badań nad tym niewątpliwie złożonym i jednocześnie bardzo powszechnym problemem zdrowotnym. Nie muszą one bowiem wynikać z tendencyjności autorów bądź intencjonalnego sposobu realizacji obserwacji naukowych.

Warto natomiast poszukiwać sposobów obiektywizacji badań nad nieswoistym bólem kręgosłupa, wśród których godne uwagi wydają się być prace opisujące skutki farmakologicznie indukowanych dolegliwości bólowych. W jednej z publikacji z 2008 roku, Kiesel i wsp. oceniali przydatność badania ultrasonograficznego w identyfikowaniu zmian grubości mięśni poprzecznego brzucha oraz wielodzielnego w następstwie irytacji zakończeń czuciowych przez domięśniową iniekcję hipertonicznego roztworu soli. Ustalili wówczas, że po sprowokowaniu bólu, mięśnie wielodzielny i poprzeczny brzucha wykazują podczas określonych zadań ruchowych mniejsze przyrosty swej grubości względem wymiarów spoczynkowych, niż to miało miejsce w grupie kontrolnej. Obok głównego zamierzenia badawczego naukowców, warto w tego rodzaju badaniach zwrócić uwagę na rejestrowaną zależność przyczynowo-skutkową, przedstawioną na prostym schemacie poniżej (ryc. 43)



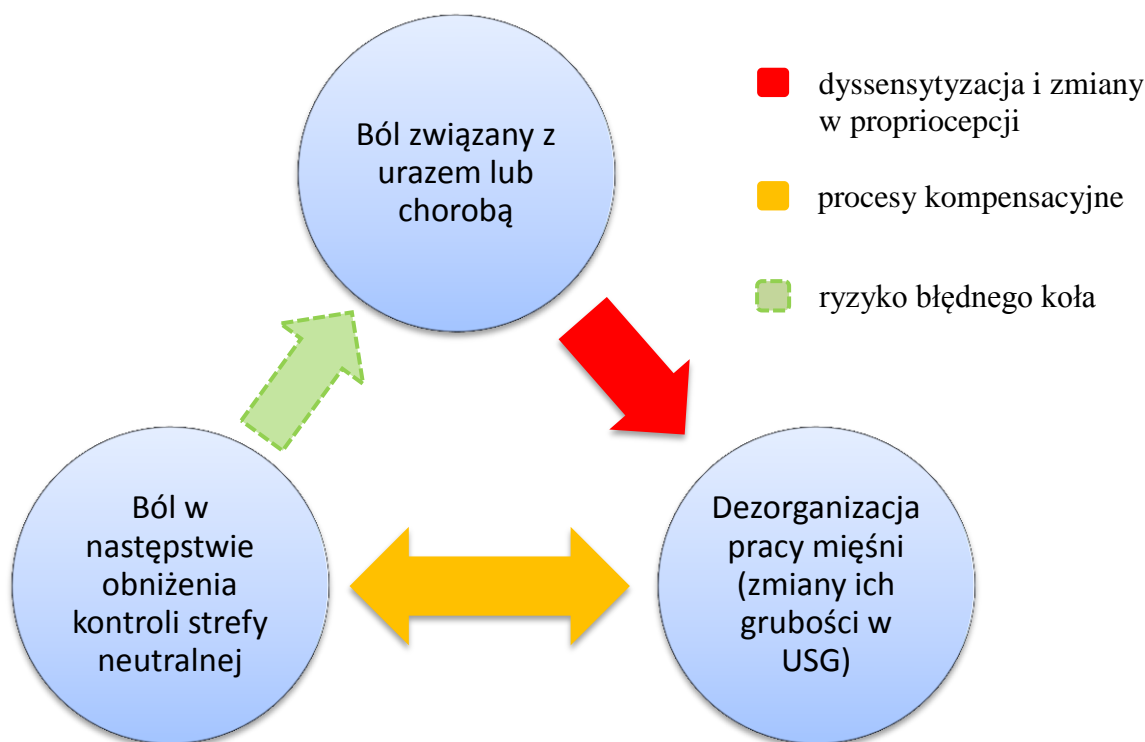
**Ryc. 43. Relacja przyczynowo-skutkowa zmian grubości mięśni brzucha, jako konsekwencji bólu indukowanego chemicznie**

Czy na tej podstawie można przypuszczać, że odczucia bólowe w przypadku dolegliwości nieswoistych zawsze poprzedzają ewentualne zmiany grubości mięśni? Czy niewłaściwe jest założenie o bólu, jako następstwie przeciążenia struktur aparatu ruchu w wyniku wcześniejszej dezorganizacji pracy mięśni (widocznej także w zmianach geometrii poszczególnych mięśni) (ryc. 44)?



**Ryc. 44. Relacja przyczynowo-skutkowa bólu kręgosłupa, jako skutku dezorganizacji funkcji mięśni**

Pierwszy z rozważanych scenariuszy jest zrozumiały w świetle badań nad wpływem bólu (również prowokowanego eksperymentalnie) na dezorganizację motoryczną. Natomiast w kontekście stabilizacji połączeń kręgosłupa i miednicy bez wątpienia ból może być następstwem niewłaściwej kontroli strefy neutralnej takiego, czy innego połączenia. Interlokutorów w dyskusji o roli mięśni w patomechanizmie nieswoistych dolegliwości kręgosłupa lędźwiowego pogodzić może poniższe, graficzne ujęcie modelu powstawania bólu, które dowodzi, że obie możliwości przyczynowo-skutkowe przedstawione powyżej wcale się wzajemnie nie wykluczają i nie muszą sobie zaprzeczać. Mianowicie ból może być jednocześnie przyczyną i skutkiem zmiany kształtu mięśni obserwowanych na ultrasonogramach (ryc. 45).



**Ryc. 45. Proponowany schemat zależności między bólem dolnej części kręgosłupa, a zmianami kształtu mięśni badanych ultrasonograficznie**

W takim przypadku, pierwotny incydent wywołujący aferencję nocycycyjną lub pozanocycycyjną (na przykład interorecepcyjną bądź mechanorecepcyjną), niekiedy interpretowaną jako ból, może prowadzić do dezorganizacji pracy mięśni. Dzieje się tak zwłaszcza w przypadku długotrwałej dyssensytyzacji, zniekształcającej mapę somatotopową kory czuciowej w zakręcie przedśrodkowym kresomózgowia. W podrozdziale 2.2.2.2. przytoczono prace wskazujące na zmiany poziomu rekrutacji mięśni w następstwie elektrycznej stymulacji więzadeł stawu kolanowego lub kręgosłupa. Jaka będzie odpowiedź organizmu, jeżeli sygnał dośrodkowy z receptorów, czy też zakończeń czuciowych w tkankach jest z jakiegoś powodu stale podwyższony? Czy chroniczne osłabienie lub nadaktywność mięśni nie stanowią jedynie adekwatnej odpowiedzi efektorów – mięśni na długotrwałe zmienioną impulsację czuciową? Warto w tym miejscu zaznaczyć, że subiektywne wrażenie bólu nie jest ani niezbędne, ani wystarczające, by wpłynąć na behavior mięśni szkieletowych – podobnie, jak nocycypcja nie jest niezbędna,

ani wystarczająca, by powstało odczucie bólu. To dlatego nie każdy, kto odczuwa ból, wykazuje zmiany w grubości mięśni w obszarze dolegliwości.

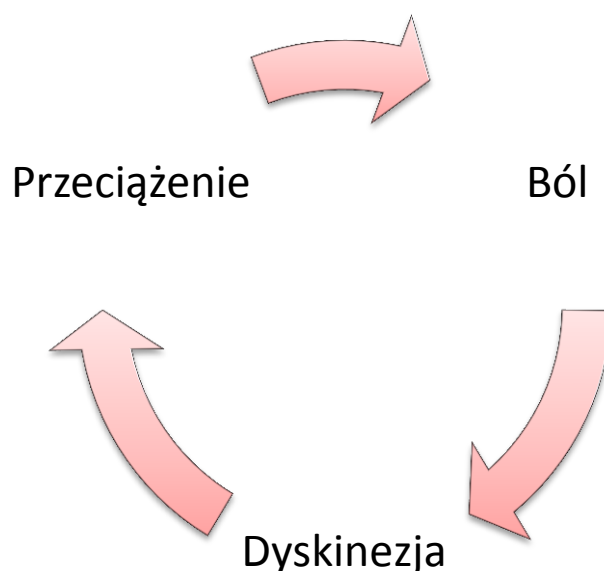
Dezorganizacja pracy mięśni, manifestująca się niekiedy zmianami ich kształtu lub aktywności bioelektrycznej jest więc wedle proponowanego modelu odpowiedzi układu ruchu na zniekształcenie informacji czuciowej na skutek określonego zdarzenia zdrowotnego: choroby, urazu, uszkodzenia tkanek w następstwie zaordynowanego leczenia lub wypadku. W świetle wiadomości o działaniu anatomicznych taśm mięśniowo-powięziowych, pozostających szlakami swoistej sieci tensegracyjnej ludzkiego organizmu, nie zaskakuje fakt mobilizowania rezerw kompensacyjnych dla utrzymania *status quo* układu ruchu. Nie ma pewności, czy w przypadku problemów bólowych kręgosłupa lędźwiowego, rozpatrywany mięsień pełni rolę „winowajcy”, czy „pomocnika” – w znaczeniu kompensacji. Być może wśród badanych z prawidłowym obrazem USG głębokich mięśni stabilizujących odcinek lędźwiowy kręgosłupa, za dolegliwości odpowiedzialne są inne mięśnie? W takiej sytuacji zmiana grubości mięśnia poprzecznego brzucha lub wielodzielnego w jego części lędźwiowej nie musi być obserwowana pomimo przewlekłych dolegliwości obszaru lędźwiowo-miednicznego.

Kompensacje, choć służą utrzymaniu równowagi biomechanicznej układu ruchu, jednak nie są strategią optymalną. Dlatego też w zależności od czasu trwania kompensacji, jej specyfiki, lokalizacji i zasięgu oraz indywidualnego poziomu obciążenia aparatu ruchu, prędzej czy później dojdzie do nadmiernej eksploatacji tkanek kompensujących. Mechanizm ten jest wartościowym wyjaśnieniem przyczyn powstawania zmian przeciążeniowo-zwyrodnieniowych stawów i tkanek okołostawowych. Zrozumiałym jest, że długotrwała kompensacja przyspieszy degenerację tkanek nadmiernie obciążonych i nasili procesy zwyrodnieniowo-wytwórcze stawów o zachwianej artrokinematyce. Z tego względu zwiększa się inklinacja tkanek kompensujących do uszkodzeń, nowych urazów i nasilenia procesów dezorganizacji mięśniowej w wyniku domknięcia błędnego koła: ból → zaburzenie pracy mięśni (dyskinezja) → przeciążenie tkanek → ból (ryc. 46).

Poczynione obserwacje i pomiary ultrasonograficzne, a także zebranie danych drogą stosownych kwestionariuszy, wymagały dużego zaangażowania i zdyscyplinowania zespołu badawczego oraz osób badanych. Badaniami objęto liczną grupę mieszkańców województwa śląskiego i dołożono starań, aby w ujęciu organizacyjnym, logistycznym, a



nade wszystko naukowym, badania były bez zarzutu. Na potrzeby kolejnych opracowań naukowych warto jednak zaznaczyć, które z elementów przeprowadzonych obserwacji można udoskonalić, uzupełnić, poprawić, aby kolejne zespoły badawcze mogły podnosić wartość naukową oraz kliniczną podejmowanych badań.



**Ryc. 46. Zjawisko błędnego koła w odniesieniu do kompensacyjnych przeciążeń tkankowych**

Obserwacje miały charakter dwuczęściowy, obejmując kwestionariusze (w tym skalę VAS) oraz pomiary ultrasonograficzne mięśni okolicy bocznej brzucha. Badania w naturalny sposób były zaślepienie, ponieważ fizjoterapeuta dokonujący obrazowania USG nie zajmował się kompletowaniem kwestionariuszy i nie dysponował informacjami na temat poziomu odczuwanego przez pacjenta bólu – nie mógł zatem wiedzieć, czy badany zostanie przydzielony do grupy osób z dolegliwościami, czy też do grupy kontrolnej. Kompletowano pomiary grubości mięśni w kolejnych ustawieniach ciała i podczas różnych aktywności mięśni, opisanych dokładniej w podrozdziale 5.2.2. Nie dokonywano dodatkowo obliczeń wskaźnika ICC dla pomiarów USG, opierając się na wcześniejszych publikacjach, sugerujących bardzo dobre wartości tego parametru w przypadku uśredniania trzykrotnych pomiarów w każdej z możliwych konfiguracji. Być może jednak – zgodnie z

sugestią cytowanych już wcześniej w niniejszym rozdziale autorów – należało obliczyć wartości standardowego błędu pomiaru oraz najmniejszej wykrywalnej zmiany, jednakże tego rodzaju obliczeń nie wykonano. Wśród słabych stron przeprowadzonych badań jest także niedookreślenie strony występowania objawów, co mogło być ważną informacją, chociażby w kontekście asymetrii grubości mięśni brzucha, które w opisanych tutaj badaniach istotnie różniły osoby z bólem dolnej części kręgosłupa od przedstawicieli grupy kontrolnej. Dodatkowe, cenne informacje w przebadanej populacji mogły dotyczyć grubości mięśnia prostego brzucha, mięśnia wielodzielnego, a także tkanki łącznej, towarzyszącej mięśniom tułowia – przegród mięśniowych, powięzi piersiowo-lędźwiowej, czy też kresy białej. Niewykluczone, że ustalony model regresji logistycznej mógłby w oparciu o takie dane nabrać większej wartości różnicującej osoby z bólem od badanych bez objawów, a co za tym idzie – poprawić walory prognostyczne i utylitarne samego modelu. Kolejnym, ważkim w przekonaniu autora aspektem etiologii zgłaszanych przez badanych dolegliwości mogła być lokalizacja ewentualnych urazów bądź cięć chirurgicznych, a które mogły być umiejscowione na brzuchu, grzbiecie, czy kroczu. Informacje te nie zostały uwzględnione w niniejszej dysertacji.

Niedoskonałości, które zdarzają się również w najbardziej pieczołowicie zaplanowanych badaniach, a także uzyskane wyniki otwierają pole dla dalszych poszukiwań, rozważań, porównań i dyskusji. Piszący te słowa chętnie przestudiowałby badania obejmujące osoby z dolegliwościami nieswoistymi dolnej części kręgosłupa i bez takich objawów, u których zmienną różnicującą byłaby przebyta asymetryczna chirurgia jamy brzusznej, jak na przykład appendektomia albo usunięcie przepukliny pachwinowej. Mając na uwadze nieschematyczność działania organizmu oraz wyjątkowość każdego ludzkiego istnienia, dalsze badania mogłyby również objąć porównania różnych strategii zaburzeń pracy mięśni brzucha w grupie pacjentów z podobną etiologią tychże zaburzeń – na przykład grupę pacjentek po cięciu cesarskim, ale bez innych uszkodzeń powłok jamy brzusznej. Kolejny, interesujący obszar dociekań mogą stanowić powiązania wisceralno-somatyczne, w związku z obecnością odruchów trzewno-mięśniowych i możliwe utrwalone zmiany tonusu mięśni tułowia – w tym mięśni brzucha – na skutek chronicznego podrażnienia przewodu pokarmowego, a także zagadnienia z zakresu żywienia pacjentów z nieswoistymi problemami bólowymi kręgosłupa.

Dolegliwości nieswoiste dolnej części kręgosłupa występują powszechnie. Objawy u poszczególnych pacjentów mogą bardzo różnić się intensywnością, lokalizacją i rozproszeniem objawów, ich czasem trwania, obecnością projekcji bólowej w kierunku kończyny dolnej, tempem narastania i ustępowania bólu, czy też jego szczegółową charakterystyką. W odpowiednio licznej próbie pacjentów z bólem nieswoistym z pewnością można będzie wyodrębnić grupy osób o bardzo podobnych, a czasami identycznych symptomach. Jednakże pomimo obecności porównywalnych objawów, wątpliwym jest by ich pierwotna przyczyna była również taka sama. Inaczej jest z patobiomechaniczną genezą sensacji, ponieważ może ona być wspólna dla wielu chorych, co wynika z jednakowej anatomii układu mięśniowo-szkieletowego. W konkluzji niniejszej rozprawy autor konstatuje odmienną grubość mięśni okolicy bocznej brzucha w obrazie USG u osób z nieswoistymi dolegliwościami bólowymi dolnej części kręgosłupa w porównaniu z badanymi bez bólu. Różnice te wyrażają się nadto w asymetrycznej grubości tychże mięśni podczas symultanicznego obrazowania obu stron ciała. W patogenezie NDBK nie należy przypisywać priorytetu któremukolwiek z mięśni brzucha, jak wynika z istotnych statystycznie, acz niejednoznacznych odmienności w geometrii mięśni brzucha badanych z dolegliwościami nieswoistymi, opisanych w poprzednim rozdziale. Zarejestrowane na ultrasonogramach zmiany kształtu mięśni nie są jednakowe dla wszystkich lub chociażby dla większości chorych. Obejmują nieregularnie różne mięśnie okolicy bocznej brzucha – położone głębiej lub bardziej powierzchownie, po prawej lub po lewej stronie ciała. W obserwowanej populacji, choć zmiany pozycji wiązały się ze zmianami grubości poszczególnych mięśni brzucha, to nie zaobserwowano, by zmiany te miały u badanych z NDBK inną amplitudę niż u osób bez objawów. Nie doszukano się także zależności pomiędzy grubością mięśni okolicy bocznej brzucha a wiekiem badanych.

## Rozdział 8.

### Wnioski

Zgromadzone w obszernej bazie danych wartości i informacje pozwoliły na przeprowadzenie analiz i porównań, które z kolei umożliwiły realizację celu pracy i zredagowanie odpowiedzi na podniesione kwestie. Uważny Czytelnik może zakwestionować nowatorstwo tematu pracy doktorskiej, jednakże obecne współcześnie dane naukowe na temat związku mięśni brzucha z prostymi bólami kręgosłupa nie są spójne. Stąd potrzeba doniesień obiektywizujących (a może nawet odideologizujących) mocno już ugruntowane – zwłaszcza w niektórych częściach globu – przekonanie o nadrzędnej roli głębokich mięśni tułowia w zapobieganiu tego rodzaju objawom. Być może podjęcie po raz kolejny dobrze już znanego tematu znaczenia mięśni brzucha w bólach kręgosłupa pomoże poszukującemu klinicyście w oszacowaniu wartości ewentualnych pomiarów USG mięśni okolicy bocznej brzucha i ich związku z częstymi bólami krzyża.

Nawiązując do treści rozdziału 6. sformułowano wnioski, które w opinii *spiritus movens* niniejszego podsumowania mogą ułatwić zrozumienie udziału mięśni brzucha: skośnych zewnętrznego i wewnętrznego oraz poprzecznego w występowaniu, a także w fizjoterapii nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa:

1. Pamiętając o zaistniałych odstępstwach od założeń konstrukcji modelu regresji wielorakiej oraz złym dopasowaniu funkcji regresji logistycznej do zgromadzonych danych, zrezygnowano z jednoznacznego wniosku końcowego w aspekcie związku grubości mięśni bocznej ściany brzucha z występowaniem nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa.

Poczynione analizy i obliczenia mogą jedynie sugerować istotny udział każdego z badanych mięśni okolicy bocznej brzucha, ocenianych ultrasonograficznie w występowaniu nieswoistych dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa. Zależności te w nieregularny sposób dotyczą mięśni: skośnego zewnętrznego, skośnego

wewnętrzny oraz poprzeczny brzucha w różnych pozycjach ciała i aktywnościach mięśni zarówno po prawej, jak i lewej stronie powłok brzucha.

2. Pacjenci z nieswoistymi dolegliwościami dolnej części kręgosłupa nie różnią się od osób bez objawów w aspekcie zmian grubości mięśni w badanych pozycjach ciała i aktywnościach mięśni brzucha.

3. Grubość mięśni brzucha u osób bez dolegliwości dolnej części kręgosłupa jest symetryczna. U badanych z NDBK istotne statystycznie asymetrie dotyczyły wyłącznie mięśnia skośnego zewnętrznego brzucha:

- w pozycji klęku podpartego, podczas izometrycznego napięcia mięśni brzucha
- w pozycji klęku podpartego, podczas manewru wciągnięcia brzucha oraz
- w pozycji siedzącej, podczas wciągnięcia powłok brzucha

4. Wzorzec zmian grubości mięśni bocznej ściany brzucha nie zależy od wieku.

5. Grubość mięśni okolicy bocznej brzucha zmienia się w zależności od przyjętej pozycji ciała, jednakże różnice te są podobne u osób z NDBK oraz u badanych bez objawów.

## **The summary of the PhD dissertation**

### **Title: Ultrasound assessment of the lateral abdominal wall muscles morphology in adults with non-specific low back pain**

Low back pain is the most common cause of disability with life-time prevalence above 80%. International guidelines for low back pain suggest using clinical triage for low back pain differentiation. The triage divides low back problems to three categories: radicular pain, serious spinal pathologies and non-specific low back pain (n-s LBP). Within those problems, the non-specific disorders are the most common, arising to 85-95% of all low back problems. Unfortunately, the 'non-specific' means that we do not exactly know which structures or processes are responsible for symptoms.

There are plenty of possible sources of non-specific low back feelings. Symptomatic afferentation can arise from zygapophyseal joints, external layers of intervertebral discs, spinal ligaments or muscles, fascia, dura mater and other structures. Great majority of them are overloaded during decreased muscular control of the neutral zone of spinal or pelvic junctions. Altered behaviour of stabilising muscles like transversus abdominis or lumbar multifidus may participate in patomechanics of so-called 'non-specific' low back pain. From that reason ultrasound imaging is extensively used for trunk muscles evaluation.

In this dissertation, thickness of lateral abdominal wall muscles in non-specific low back pain subjects (n=80) have been measured and compared to asymptomatic controls (n=21). Moreover, questionnaire research using visual analogue scale was conducted to assess intensity of low back pain. Thickness of external oblique, internal oblique and transversus abdominis muscles simultaneously on both sides were calculated based on ultrasonograms and compared in supine, sitting, four point kneeling and standing positions. Also different muscle actions were incorporated to the research including rest position, voluntary isometric muscle contraction and abdominal hollowing manoeuvre. In the supine position, active straight leg raise test was realised to evaluate reflexive muscle response.

Statistical analysis of collected data shows that the thickness of every measured abdominal muscle can interfere with low back pain. Significant correlations were observed in all three muscles of the lateral abdominal area. Incidence of non-specific low back pain was associated with muscles on both: right and left side of the body and in different positions. But there are no difference between subjects with non-specific low back pain and healthy controls in terms of muscle thickness changes during consecutive body positions and muscle actions. Significant asymmetry of abdominal muscles has been observed in n-s LBP patients compared with volunteers without low back symptoms. Another analysis showed that there is no correlation between age and lateral abdominal wall muscles thickness, observed in ultrasound imaging. And lastly, muscle thickness depends on body position, although the dissimilarities are comparable in both: n-s LBP and control group.

## Piśmiennictwo

1. Agostoni E, Campbell EJM. The abdominal muscles. In: Campbell EJM, Agostoni E, Newsom-Davis J (eds). *The respiratory muscles: mechanisms and neural control*. Lloyd-Luke, London 1970: 175-80
2. Ainscough-Potts AM, Morrisey MC, Critchley DJ. The response of the transverse abdominis and internal oblique to different postures. *Man Ther* 2006; 11: 54-60
3. Airaksinen O, Brox JI, Cedraschi C, Hildebrandt J, Klaber-Moffett J, Kovacs F, Mannion AF, Reis S, Staal JB, Ursin H, Zanoli G. Chapter 4. European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain. *Eur Spine J* 2006; 15 (Suppl. 2): S192-S300
4. Anderson RT. An orthopedic ethnography in rural Nepal. *Med Anthropol* 1984; 84: 46-59
5. Andersson GBJ. Epidemiological features of chronic low-back pain. *Lancet* 1999; 354: 581-5
6. Andersson GBJ. The epidemiology of spinal disorders. In: Frymoyer JW, ed. *The adult spine: principles and practice*, 2nd ed. Philadelphia: Lippincott-Raven 1997: 93-141
7. Andersson S, Stener B. Experimental evaluation of the hypothesis of ligamento-muscular protective reflexes: II. A study in cat using the medial collateral ligament of the knee joint. *Acta Physiol Scand* 1959; 48(Suppl 166): 27-49
8. Arendt-Nielsen L, Graven-Nielsen T, Svarrer H, Svensson P. The influence of low back pain on muscle activity and coordination during gait: a clinical and experimental study. *Pain* 1996; 64(2): 231-40
9. Atkinson JH. Chronic back pain: Searching for causes and cures. *J Rheumatol* 2004; 31: 2323-5
10. Balagué F, Mannion AF, Pellisé F, Cedraschi C. Non-specific low back pain. *Lancet* 2012; 379: 482-91



11. Barker KL, Shamley DR, Jackson D. Changes in the cross-sectional area of multifidus and psoas in patients with unilateral back pain: the relationship to pain and disability. *Spine (Phila Pa 1976)* 2004; 29: E515-9
12. Beazell JR, Grindstaff TL, Magrum EM, Cullaty M, Hart JM, Shen FH. Comparison of clinical test and real time ultrasound evaluation of muscle contraction in normals and patients with low back pain. *J Man Manip Ther* 2006 14: 168-9
13. Beneck GJ, Kulig K. Multifidus atrophy is localized and bilateral in active persons with chronic unilateral low back pain. *Arch Phys Med Rehabil* 2012; 93: 300-6
14. Bernstein I, Juul N, Gronvall S, Bonde B, Klarskov P. Pelvic floor muscle thickness measured by perineal ultrasonography. *Scand J Urol Nephrol Suppl* 1991; 137: 131-3
15. Biering-Sorensen F. Low back trouble in a general population of 30-, 30-, 50-, and 60-year old men and women. Study design, representativeness and basic results. *Dan Med Bull* 1989; 29: 289-99
16. Bochenek A, Reicher M. Anatomia człowieka, t. I. *Wydawnictwo Lekarskie PZWL*, Warszawa 1990, s. 702-33
17. Bogduk N. The anatomical basis for spinal pain syndromes. *J Manipulative Physiol Ther* 1995; 18: 603-5
18. Bolechowski F. Podstawy ogólnej diagnostyki klinicznej. Warszawa: *PZWL*, 1982: 16-7
19. Boos N, Hodler J. What help and what confusion can imaging provide? *Baillieres Clin Rheum* 1998; 12: 115-39
20. Borenstein DG, O'Mara JW, Boden SD, Lauerman WC, Jacobson A, Platenberg C, Schellinger D, Wiesel SW. The value of magnetic resonance imaging of the lumbar spine to predict low-back pain in asymptomatic subjects: a seven-year follow-up study. *J Bone Joint Surg* 2001; 83-A: 1306-11
21. Breslau J, Seidenwurm D. Socioeconomic aspects of spinal imaging: impact of radiological diagnosis on lumbar spine-related disability. *Top Magn Reson Imaging* 2001; 11: 218-23
22. Brown SH, Ward SR, Cook MS, Lieber RL. Architectural analysis of human abdominal wall muscles: implications for mechanical function. *Spine (Phila Pa 1976)* 2011; 36: 355-62

23. Buchbinder R, van Tulder M, Öberg B, Costa LM, Woolf A, Schoene M, Croft P. Low back pain: a call for action. *Lancet* 2018; 391: 2384-8
24. Bui Q, Doescher M, Takeuchi D, Taylor V. Immigration, acculturation and chronic back and neck problems among Latino-Americans. *J Immigr Minor Health* 2011; 13: 194-201
25. Bunce SM, Moore AP, Hough AD. M-mode ultrasound: a reliable measure of transversus abdominis thickness? *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2002; 17: 315-7
26. Burckhardt CS, Jones KD. Adult measures of pain: The McGill Pain Questionnaire (MPQ), Rheumatoid Arthritis Pain Scale (RAPS), Short-Form McGill Pain Questionnaire (SF-MPQ), Verbal Descriptive Scale (VDS), Visual Analog Scale (VAS), and West Haven-Yale Multidisciplinary Pain Inventory (WHYMPI). *Arthritis Rheum* 2003; 49: S96-104
27. Burton AK, Balagué F, Cardon G, Eriksen HR, Henrotin Y, Lahad A, Leclerc A, Müller G, van der Beek AJ. Chapter 2, European guidelines for prevention in low back pain. *Eur Spine J* 2006; 15 (Suppl. 2): S136-68
28. Cassidy JD, Carroll LJ, Côté P. The Saskatchewan Health and Back Pain Survey. The prevalence of low back pain and related disability in Saskatchewan adults. *Spine* 1998; 23: 1860-7
29. Chaiamnuay P, Darmawan J, Muirden KD, Assawatanabodee P. Epidemiology of rheumatic disease in rural Thailand: a WHO-ILAR CPOCORD study. *J Rheumatol* 1998; 25: 1382-7
30. Cholewicki J, Panjabi MM, Khachatryan A. Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine* 1997; 22: 2207-12
31. Chou R, Fu R, Carrino JA, Deyo RA. Imaging strategies for low-back pain: systematic review and meta-analysis. *Lancet* 2009; 373: 463-72
32. Cresswell AG, Grundström A, Thorstensson A. Observations on intra-abdominal pressure and patterns of abdominal intra-muscular activity in man. *Acta Physiol Scand* 1992; 144: 409-18
33. Crisco J, Panjabi M, Yamamoto I, Oxland T. Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. *Clin Biomech* 1992; 7: 27-32

34. Critchley DJ, Coutts FJ. Abdominal muscle function in chronic low back pain patients: measurement with real-time ultrasound scanning. *Physiotherapy* 2002; 88: 322-32
35. Cunningham LS, Kelsey JL. Epidemiology of musculoskeletal impairments and associated disability. *Am J Public Health* 1984; 74: 574-9
36. Daggfeldt K, Thorstensson A. The role of intra-abdominal pressure in spinal unloading. *J Biomech* 1991; 30: 1149-55
37. Danneels LA, Vanderstraeten GG, Cambier DC, Witvrouw EE, De Cuyper HJ. CT imaging of trunk muscles in chronic low back pain patients and healthy control subjects. *Eur Spine J* 2000; 9: 266-72
38. de Visser H, Adam C, Crozier S, et al. The role of quadratus lumborum in the occurrence of lesions in the lumbar vertebrae of cricket fast bowlers. *Med Eng Phys* 2007; 29: 877-85
39. Deyo RA, Tsui-Wu Y-J. Descriptive epidemiology of low-back pain and its related medical care in the United States. *Spine* 1987; 12: 264-8
40. Deyo RA, Weinstein JN. Low back pain. *N Engl J Med* 2001; 344: 363-70
41. Deyo RA. Cascade effects of medical technology. *Ann Rev Public Health* 2002; 23: 23-44
42. Dickx N, Cagnie B, Achten E, Vandemaele P, Parlevliet T, Danneels L. Changes in lumbar muscle activity because of induced muscle pain evaluated by muscle functional magnetic resonance imaging. *Spine (Phila Pa 1976)* 2008; 33(26): E983-9
43. Dillingham T. Evaluation and management of low back pain: an overview. *Occup Med* 1995; 9: 559-74
44. Dionne CE, Dunn KM, Croft PR, Nachemson AL, Buchbinder R, Walker BF i wsp. A consensus approach toward the standardization of back pain definitions for use in prevalence studies. *Spine* 2008; 33(1): 95-103
45. Drysdale CL, Earl JE, Hertel J. Surface electromyographic activity of the abdominal muscles during pelvic-tilt and abdominal-hollowing exercises. *J Athl Train* 2004; 39(1): 32-6
46. Ehrlich GE. Low back pain. *Bull World Health Organ* 2003; 81(9): 671-6; URL: <http://www.who.int/bulletin/volumes/81/9/Ehrlich0903.pdf?ua=1>

47. Ehsania F, Massoud Araba A, Jaberzadeh S, Salavatia M. Ultrasound measurement of deep and superficial abdominal muscles thickness during standing postural tasks in participants with and without chronic low back pain. *Musculoskelet Sci Pract* 2016; 23: 98-105
48. El Mahdi MA, Latif FYA, Janko M. The spinal nerve root innervation, and a new concept of the clinicopathological interrelations in back pain and sciatica. *Neurochirurgia* 1981; 24: 137-41
49. Endean A, Palmer KT, Coggon D. Potential of magnetic resonance imaging findings to refine case definition for mechanical low back pain in epidemiological studies: a systematic review. *Spine (Phila Pa 1976)* 2011; 36: 160-9
50. Engstrom C, Walker D, Kippers V, et al. Quadratus lumborum asymmetry and L4 pars injury in fast bowlers: a prospective MRI study. *Med Sci Sports Exerc* 2007; 39: 910-7
51. Feinstein B, Langton JNK, Jameson RM, Schiller F. Experiments on pain referred from deep somatic tissues. *J Bone Joint Surg Am* 1954; 35: 981-7
52. Ferraz MB, Quaresma MR, Aquino LR, Atra E, Tugwell P, Goldsmith CH. Reliability of pain scales in the assessment of literate and illiterate patients with rheumatoid arthritis. *J Rheumatol* 1990; 17: 1022-4
53. Ferreira PH, Ferreira ML, Hodges PW. Changes in recruitment of the abdominal muscles in people with low back pain: ultrasound measurement of muscle activity. *Spine* 2004; 29: 2560-6
54. Ferreira PH, Ferreira ML, Maher CG, Refshauge K, Latimer J. Clinical ultrasound test for transversus abdominus thickness: investigation of reliability In: *13th biennial conference—musculoskeletal physiotherapy* 2003; Sydney, Australia
55. Ferreira PH, Ferreira ML, Nascimento DP, Pinto RZ, Franco MR, Hodges PW. Discriminative and reliability analyses of ultrasound measurement of abdominal muscles recruitment. *Manual Therapy* 2011; 16(5): 463-9
56. Fletcher R, Fletcher S, Wagner E. *Clinical Epidemiology: The Essentials*. 2<sup>nd</sup> ed. Baltimore, Md: *Williams & Wilkins* 1988: 76-87
57. Fortin JD, Dwyer AP, West S, Pier J. Sacroiliac joint: pain referral maps upon applying a new injection/arthrography technique. Part I: Asymptomatic volunteers. *Spine* 1994; 19: 1475-82

58. Fritz JM. A comparison of a modified Oswestry low back pain disability questionnaire and the Quebec Back Pain Disability Scale. *Phys Ther* 2001; 81 (2): 776-88
59. Frymoyer JW, Pope MH, Clements JH, Wilder DG, McPherson B, Ashikaga T. Risk factors in low back pain: an epidemiological survey. *J Bone and Joint Surg* 1983; 65A: 213
60. Frymoyer JW. Back pain and sciatica. *N Eng J Med* 1988; 318: 291-300
61. Fukui S, Ohseto K, Shiotani M, Ohno K, Karasawa H, Naganuma Y. Distribution of referred pain from the lumbar zygapophyseal joints and dorsal rami. *Clin J Pain* 1997; 13: 303-7
62. Gertzbein SD, Wolfson N, King G. The diagnosis of segmental instability in vivo by centrodome length. *Proceedings of the International Society for the Study of the Lumbar Spine* 1988; Miami, Florida
63. Gilcreest EL. Lumbosacral and sacro-iliac strain causing low back pain. A review of one hundred fifty cases. *Annals of Surgery* 1938; 107(6): 988-95
64. Gill NW, Teyhen DS, Lee IE. Improved contraction of the transversus abdominis immediately following spinal manipulation: A case study using real-time ultrasound imaging. *Man Ther* 2007; 12: 280-5
65. Gnat R, Saulicz E, Kokosz M, Kuszewski M. Biomechaniczne aspekty nowoczesnych modeli stabilizacji miednicy. Część II: spojenie łonowe i przednia ukośna taśma mięśniowa. *Fizjoterapia Polska* 2006; 4(4): 328-33
66. Gnat R, Saulicz E, Miądowicz B. Reliability of real-time ultrasound measurement of transversus abdominis thickness in healthy trained subjects. *Eur Spine J* 2012; 21: 1508-15
67. Goldby LJ, Moore AP, Doust J, Trew ME. A randomized controlled trial investigating the efficacy of musculoskeletal physiotherapy on chronic low back disorder. *Spine* 2006; 31(10): 1083-93
68. Gorbet N, Selkow NM, Hart JM, Saliba S. No difference in transverse abdominis activation ratio between healthy and asymptomatic low back pain patients during therapeutic exercise. *Rehabil Res Pract* 2010; Article ID 459738. doi:10.1155/2010/459738
69. Gordis L. Epidemiology. Toronto, Ontario, Canada: *WB Saunders Co* 1996: 32-4

70. Grimaldi A, Richardson C, Durbridge G, Donnelly W, Darnell R, Hides J. The association between degenerative hip joint pathology and size of the gluteus maximus and tensor fascia lata muscles. *Man Ther* 2009; 14: 611-7
71. Häggmark T, Thorstensson A. Fibre types in human abdominal muscles. *Acta Physiol Scand* 1979; 107(4): 319-25
72. Hall H, McIntosh G, Boyle C. Effectiveness of a low back pain classification system. *Spine J* 2009; 9(8): 648-57
73. Hall H. Effective spine triage: Patterns of Pain. *Ochsner J* 2014 Spring; 14(1): 88-95
74. Hamre HJ, Witt CM, Kienle GS, Glockmann A, Ziegler R, Willich SN, Kiene H. Long-term outcomes of anthroposophic therapy for chronic low back pain: A two-year follow-up analysis. *J Pain Res* 2009; 2: 75-85
75. Hancock MJ, Maher CG, Latimer J, Spindler MF, McAuley JH, Laslett M, Bogduk N. Systematic review of tests to identify the disc, SIJ or facet joint as the source of low back pain. *Eur Spine J* 2007; 16: 1539-50
76. Head H. On disturbances of sensation with special reference to the pain of visceral disease. *Brain* 1893; 1-32
77. Henschke N, Maher CG, Refshauge KM, et al. Prevalence of and screening for serious spinal pathology in patients presenting to primary care settings with acute low back pain. *Arthritis Rheum* 2009; 60: 3072-80
78. Hestbaek L, Leboeuf-Yde C, Kyvik KO. Is comorbidity in adolescence a predictor for adult low back pain? A prospective study of a young population. *BMC Musculoskelet Disord* 2006; 7: 29
79. Hides J, Gilmore C, Stanton W, Bohlscheid E. Multifidus size and symmetry among chronic LBP and healthy asymptomatic subjects. *Man Ther* 2008a; 13(1): 43-9
80. Hides J, Stanton W, Freke M, Wilson S, McMahon S, Richardson C. MRI study of the size, symmetry and function of the trunk muscles among elite cricketers with and without low back pain. *Br J Sports Med* 2008b; 42: 809-13
81. Hides J, Wilson S, Stanton W, McMahon S, Keto H, McMahon K, Bryant M, Richardson C. An MRI investigation into the function of the transversus abdominis muscle during “drawing-in” of the abdominal wall. *Spine* 2006; 31(6): E175-8

82. Hides JA, Belavý DL, Cassar L, Williams M, Wilson SJ, Richardson CA. Altered response of the anterolateral abdominal muscles to simulated weight-bearing in subjects with low back pain. *Eur Spine J* 2009; 18(3): 410-8
83. Hides JA, Boughen CL, Stanton WR, Strudwick MW, Wilson SJ. A magnetic resonance imaging investigation of the transversus abdominis muscle during drawing-in of the abdominal wall in elite Australian Football League players with and without low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010; 40(1): 4-10
84. Hides JA, Jull GA, Richardson CA. Long-term effects of specific stabilizing exercises for first-episode low back pain. *Spine* 2001; 26: E243-8
85. Hides JA, Miokovic T, Belavy DL, Stanton WR, Richardson CA. Ultrasound imaging assessment of abdominal muscle function during drawing-in of the abdominal wall: an intrarater reliability study. *J Orthop Sports Phys Ther* 2007; 37: 480-6
86. Hides JA, Richardson CA, Jull GA. Magnetic resonance imaging and ultrasonography of the lumbar multifidus muscle. Comparison of two different modalities. *Spine (Phila Pa 1976)* 1995; 20: 54-8
87. Hides JA, Richardson CA, Jull GA. Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first-episode low back pain. *Spine* 1996; 21: 2763-9
88. Hides JA, Stokes MJ, Saide M, Jull GA, Cooper DH. Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. *Spine* 1994; 19: 165-72
89. Hodges P. Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? *Manual Ther* 1999; 4(2): 74-86
90. Hodges PW, Gandevia SC. Activation of the human diaphragm during repetitive postural task. *J Phys* 2000; 522: 165-75
91. Hodges PW, Moseley GL, Gabrielsson A, et al. Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. *Exp Brain Res* 2003a; 151(2): 262-71
92. Hodges PW, Pengel LH, Herbert RD, Gandevia SC. Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging. *Muscle Nerve* 2003b; 27(6): 682-92
93. Hodges PW, Richardson CA. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Phys Ther* 1997; 77: 132-44

94. Hodges PW, Richardson CA. Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. *J Spinal Disord* 1998; 11(1): 46-56
95. Hodges PW, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain – a motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine* 1996; 21(22): 2640-50
96. Hoy D, Bain C, Williams G, et al. A systematic review of the global prevalence of low back pain. *Arthritis Rheum* 2012; 64: 2028-37
97. Hoy D, Toole MJ, Morgan D, Morgan C. Low back pain in rural Tibet. *Lancet* 2003; 361: 225-6
98. Hoy DG, Raikoti T, Smith E, Tuzakana A, Gill T, Matikarai K, Tako J, Jorari A, Blyth F, Pitaboe A, Buchbinder R, Kalauma I, Brooks P, Lepers C, Woolf A, Briggs A, March L. Use of The Global Alliance for Musculoskeletal Health survey module for estimating the population prevalence of musculoskeletal pain: findings from the Solomon Islands. *BMC Musculoskel Dis* 2018; 19: 292
99. Huskisson EC. Measurement of pain. *Lancet* 1974; 2: 1127-31
100. Igwesi-Chidobe CN, Kitchen S, Sorinola IO, Godfrey EL. “A life of living death”: the experiences of people living with chronic low back pain in rural Nigeria. *Disabil Rehabil* 2016; 39: 779-90
101. Ikai M, Fukunaga T. Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement. *Int Z Angew Physiol* 1968; 26: 26-32
102. Jeffries LJ, Milanese SF, Grimmer-Somers KA. Epidemiology of adolescent spinal pain: a systematic overview of the research literature. *Spine (Phila Pa 1976)* 2007; 32: 2630-7
103. Jekel J, Elmore J, Katz D. Epidemiology, Biostatistics, and Preventative Medicine. Toronto, Ontario, Canada: *WB Saunders Co* 1996: 20-2
104. Jensen MP, Chen C, Brugger AM. Interpretation of visual analog scale ratings and change scores: a reanalysis of two clinical trials of postoperative pain. *J Pain* 2003; 4: 407-14



105. Jensen MP, Karoly P, Braver S. The measurement of clinical pain intensity: a comparison of six methods. *Pain* 1986; 27: 117-26
106. Jędrzejczak A, Chipchase LS. The availability and usage frequency of real time ultrasound by physiotherapists in South Australia: an observational study. *Physiother Res Int* 2008; 13(4): 231-40
107. Johansson H, Sjölander P, Sojka P. A sensory role for the cruciate ligaments. *Clin Orthop* 1991; 268: 161-78
108. John EK, Beith ID. Can activity within the external abdominal oblique be measured using real-time ultrasound imaging? *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2007; 22: 972-9
109. Johnson MA, Polgar J, Weightman D, Appleton D. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles: an autopsy study. *J Neurol Sci* 1973; 18(1): 111-29
110. Joyce CR, Zutshi DW, Hrubes VF, Mason RM. Comparison of fixed interval and visual analogue scales for rating chronic pain. *Eur J Clin Pharmacol* 1975; 8: 415-20
111. Juul-Kristensen B, Bojsen-Moller F, Holst E, Ekdahl C. Comparison of muscle sizes and moment arms of two rotator cuff muscles measured by ultrasonography and magnetic resonance imaging. *Eur J Ultrasound* 2000; 11: 161-73
112. Kai S, Yoshimoto R, Nakahara M, Murakami S, Watari K, Takahashi S. Trunk Muscle Activity in Two-Leg Standing to One-Leg Standing in Healthy Elderly Adults. *J Phys Ther Sci* 2008; 20: 77-80
113. Keifer A, Shirazi-Adl A, Parnianpour M. Stability of the human spine in neutral postures. *Eur Spine J* 1997; 6: 45-53
114. Keifer A, Shirazi-Adl A, Parnianpour M. Synergy of the human spine in neutral postures. *Eur Spine J* 1998; 7: 471-9
115. Kellgren JH. Observations on referred pain arising from muscle. *Clin Sci* 1938; 3: 175-90
116. Kellgren JH. On the distribution of pain arising from deep somatic structures with charts of segmental pain areas. *Clin Sci* 1939; 4: 35-46
117. Kent P, Keating J. Do primary-care clinicians think that nonspecific low back pain is one condition? *Spine* 2004; 29: 1022-31
118. Key JA. Intervertebral disc lesions are the most common cause of back pain with or without sciatica. *Ann Surg* 1945; 121: 534-55

119. Kidd AW, Magee S, Richardson CA. Reliability of realtime ultrasound for the assessment of the transversus abdominis function. *J Gravit Physiol* 2002; 9: 131-2
120. Kiesel KB, Uhl T, Underwood FB, Nitz AJ. Rehabilitative ultrasound measurement of select trunk muscle activation during induced pain. *Man Ther* 2008; 13(2): 132-8
121. Kiesel KB, Underwood FB, Mattacola CG, Nitz AJ, Malone TR. A comparison of select trunk muscle thickness change between subjects with low back pain classified in the treatment-based classification system and asymptomatic controls. *J Orthop Sports Phys Ther* 2007; 37(10): 596-607
122. Kim A, Rosen A, Brander V, Buchanan T. Selective muscle activation following electrical stimulation of the collateral ligament of the human knee joint. *Arch Phys Med Rehabil* 1995; 76: 750-7
123. Knutsson F. The instability associated with disk degeneration in the lumbar spine. *Acta Radiol* 1944; 25: 593-608
124. Koes BW, van Tulder MW, Ostelo R, Burton AK, Waddell G. Clinical Guidelines for the management of low back pain in primary care: an international comparison. *Spine* 2001; 26: 2504-13
125. Koes BW, van Tulder MW, Thomas S. Diagnosis and treatment of low back pain. *BMJ* 2006; 332: 1430-4
126. Kohlmann T, Raspe H. Der Funktionsfragebogen Hannover zur alltagshaften Diagnostik der Funktionsbeeinträchtigung durch Rückenschmerzen (FFbH-R). *Rehabilitation* 1996; 35(1) : I-V
127. Kokosz M, Saulicz E. Porównanie skuteczności leczenia szpitalnego i ambulatoryjnego u chorych z dolegliwościami bólowymi dolnego odcinka kręgosłupa. *Fizjoterapia* 1996; 4 (1-2): 71-5
128. Kopaliński W. Słownik wyrazów obcych i zwrotów obcojęzycznych. Warszawa: Państwowe Wydawnictwo "Wiedza Powszechna" 1967: 408, 541
129. Kraemer J. Choroby krążka międzykręgowego. *Elsevier Urban & Partner*; Wrocław 2013: 57
130. Langevin HM, Stevens-Tuttle D, Fox JR, et al. Ultrasound evidence of altered lumbar connective tissue structure in human subjects with chronic low back pain. *BMC Musculoskelet Disord* 2009; 10: 151

131. Lederman E. The myth of core stability. *J Bodyw Mov Ther* 2010; 14: 84-98
132. Lee D. The Pelvic Girdle: An Approach to the Examination and Treatment of the Lumbopelvic-Hip Region. Edinburgh, UK: *Churchill-Livingstone*; 2004
133. Lehman T, Brand R. Instability of the lower lumbar spine. *Proceedings of the International Society for the Study of the Lumbar Spine* 1982; Toronto, Canada
134. Lieber RL, Friden J. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve* 2000; 23:1647-66
135. Likert R. A technique for the measurement of attitudes. *Arch Psychol* 1932; 140: 5-55
136. Lin IB, O'Sullivan PB, Coffin JA, Mak DB, Toussaint S, Straker LM. Disabling chronic low back pain as an iatrogenic disorder: a qualitative study in Aboriginal Australians. *BMJ Open* 2013; 3: e002654
137. Lin YF, Lin JJ, Cheng CK, Lin DH, Jan MH. Association between sonographic morphology of vastus medialis obliquus and patellar alignment in patients with patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 2008; 38: 196-202
138. Linek P, Saulicz E, Wolny T, Myśliwiec A. Assessment of the abdominal muscles at rest and during abdominal drawing-in manoeuvre in adolescent physically active girls: A case-control study. *J Sport Health Sci* 2017; 6: 118-24
139. Linek P. Could changes in the ultrasound image of the muscles of the lateral abdominal wall be seen as a sign of muscle activity? A narrative review. *Eur J Clin Exp Med* 2017; 15(1): 59-65
140. Loney PL, Stratford PW. The Prevalence of Low Back Pain in Adults: A Methodological Review of the Literature. *Phys Ther* 1999; 79: 384-96
141. MacNeela P, Doyle C, O'Gorman D, Ruane N, McGuire BE. Experiences of chronic low back pain: a meta-ethnography of qualitative research. *Health Psychol Rev* 2015; 9: 63-82
142. Mannion AF, Pulkovski N, Toma V, Sprott H. Abdominal muscle size and symmetry at rest and during abdominal hollowing exercises in healthy control subjects. *J Anat* 2008; 213: 173-82
143. Marras W, Mirka G. Muscle activities during asymmetric trunk angular accelerations. *J Orthopaed Res* 1990; 8: 824-32

144. McCall IW, Park WM, O'Brien JP. Induced pain referral from posterior lumbar elements in normal subjects. *Spine* 1979; 4: 441-6
145. McCormack HM, Horne DJ, Sheather S. Clinical applications of visual analogue scales: a critical review. *Psychol Med* 1988; 18: 1007-19
146. McGill SM, Juker D, Kropf P. Quantitative intramuscular myoelectric activity of quadratus lumborum during a wide variety of tasks. *Clin Biomech* 1996; 11: 170-2
147. McKiernan S, Chiarelli P, Warren-Forward H. Diagnostic ultrasound use in physiotherapy, emergency medicine and anaesthesiology. *Radiography* 2010; 16(2): 154-9
148. McMeeken JM, Beith ID, Newham DJ, Milligan P, Critchley DJ. The relationship between EMG and change in thickness of transversus abdominis. *Clinical Biomech (Bristol, Avon)* 2004; 19(4): 337-42
149. Mercer W. Low back pain of obscure origin. *Post-graduate medical journal* 1937: 358-65
150. Minghelli B, Oliveira R, Nunes C. Non-specific low back pain in adolescents from the south of Portugal: prevalence and associated factors. *J Orthop Sci* 2014; 19: 883-92
151. Misuri G, Colagrande S, Gorini M, Iandelli I, Mancini M, Duranti R, Scano G. In vivo ultrasound assessment of respiratory function of abdominal muscles in normal subjects. *Eur Respir J* 1997; 10: 2861-67
152. Miura T, Yamanaka M, Ukishiro K, Tohyama H, Saito H, Samukawa M, Kobayashi T, Ino T, Takeda N. Individuals with chronic low back pain do not modulate the level of transversus abdominis muscle contraction across different postures. *Manual Therapy* 2014; 19(6): 534-40
153. Mooney V, Robertson J. The facet syndrome. *Clin Orthop* 1976; 115: 149-56
154. Moseley LG. Reconceptualising pain according to modern pain science. *Phys Ther Rev* 2007; 12: 169-78
155. Murphy DR, Hurwitz EL. A theoretical model for the development of a diagnosis-based clinical decision rule for the management of patients with spinal pain. *BMC Musculoskelet Disord* 2007; 8: 75
156. Nachemson A. Advances in low-back pain. *Clin Orthop* 1985; 200: 266-78

157. Norasteh A, Ebrahimi E, Salavati M, Rafiei J, Abbasnejad E. Reliability of B-mode ultrasonography for abdominal muscles in asymptomatic and patients with acute low back pain. *J Body Mov Ther*, 2007; 11: 17-20
158. Nottle L, Panjabi M. Spinal stability and intersegmental muscle force – A mathematical model. *International Society for the Study of the Lumbar Spine* 1989; Kyoto, Japan: 80
159. O’Sullivan P. Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: Maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. *Man Ther* 2005; 10: 242-55
160. Ota M, Ikezoe T, Kaneoka K, Ichihashi N. Age-related changes in the thickness of the deep and superficial abdominal muscles in women. *Archives Gerontol Geriat* 2012; 55: e26-e30
161. Ota M, Kaneoka K. Differences in abdominal muscle thicknesses between chronic low back patients and healthy subjects. *J Phys Ther Sci* 2011; 23: 855-8
162. Ozguler A, Leclerc A, Landre MF, Pietri-Taleb F, Niedhammer I. Individual and occupational determinants of low back pain according to various definitions of low back pain. *J Epidemiol Community Health* 2000; 54: 215-20
163. Panjabi M, Duranceau J, Oxland T, Bowen C. Multidirectional instabilities of traumatic cervical spine injuries in a porcine model. *Spine* 1989; 14: 1111-5
164. Panjabi M. Clinical spinal instability and low back pain. *J Electromyogr Kines* 2003; 13: 371-9
165. Panjabi M. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation and enhancement. *J Spinal Disord* 1992; 5: 383-9
166. Panjabi M. The Stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord* 1993; 5: 390-7
167. Pena Costa LO, Maher CG, Latimer J, Hodges PW, Shirley D. An investigation of the reproducibility of ultrasound measures of abdominal muscle activation in patients with chronic non-specific low back pain. *Eur Spine J* 2009; 18: 1059-65
168. Pengal LHM, Refshauge KM, Maher CG. Responsiveness of pain, disability, and physical impairment outcomes in patients with low back pain. *Spine* 2004; 29(8): 879-83

169. Petersen I, Stener B. Experimental evaluation of the hypothesis of ligamento-muscular protective reflexes: III. A study in man using the medial collateral ligament of the knee joint. *Acta Physiol Scand* 1959; 48(Suppl 166): 51-61
170. Picavet HS, Struijs JN, Westert GP. Utilization of health resources due to low back pain: survey and registered data compared. *Spine (Phila Pa 1976)* 2008; 33: 436-44
171. Pool-Goudzwaard AL, Vleeming A, Stoeckart R, Snijders CJ, Mens JM. Insufficient lumbopelvic stability: a clinical, anatomical and biomechanical approach to 'a-specific' low back pain. *Man Ther* 1998; 3(1): 12-20
172. Powell PL, Roy RR, Kanim P, et al. Predictability of skeletal muscle tension from architectural determinations in guinea pig hindlimbs. *J Appl Physiol* 1984; 57: 1715-21
173. Pulkovski N, Mannion AF, Caporaso F, et al. Ultrasound assessment of transversus abdominis muscle contraction ratio during abdominal hollowing: a useful tool to distinguish between patients with chronic low back pain and healthy controls? *Eur Spine J* 2012; 21(suppl 6): S750-9
174. Purves D, Augustine GJ, Fitzpatrick D, Hall WC, LaMantia AS, White LE. Neuroscience, 5<sup>th</sup> edition. *Sinauer Associates*, Sunderland 2012: 353-7
175. Ramond A, Bouton C, Richard I, Roquelaure Y, Baufreton C, Legrand E, Huez JF. Psychosocial risk factors for chronic low back pain in primary care – a systematic review. *Fam Pract* 2011; 28: 12-21
176. Rankin G, Stokes M, Newham DJ. Abdominal muscle size and symmetry in normal subjects. *Muscle Nerve* 2006; 34: 320-6
177. Richardson C, Hodges P, Hides J. Kinezyterapia w stabilizacji kompleksu lędźwiowo-miednicznego. *Elsevier Urban & Partner*, Wrocław 2009, s. 42
178. Richardson C, Hodges P, Hides J. Therapeutic Exercise for Spinal Stabilization in Low Back Pain: Scientific Basis and Clinical Approach. New York, NY: *Churchill Livingstone*; 1999
179. Richardson CA, Jull GA. Muscle control-pain control. What exercises would you prescribe? *Man Ther* 1995; 1(1): 2-10
180. Royal College of General Practitioners. Clinical guidelines for the management of acute low back pain. London: *Royal College of General Practitioners* 1999

181. Rubinstein SM, van Tulder M. A best-evidence review of diagnostic procedures for neck and low back pain. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 2008; 22: 471-82
182. Schofield DJ, Callander EJ, Shrestha RN, Percival R, Kelly SJ, Passey ME. Labor force participation and the influence of having back problems on income poverty in Australia. *Spine* 2012; 37: 1156-63
183. Schwarzer AC, Aprill CN, Derby R, Fortin J, Kine G, Bogduk N. Clinical features of patients with pain stemming from the lumbar zygapophysial joints. Is the lumbar facet syndrome a clinical entity? *Spine* 1994; 19: 1132-7
184. Schwarzer AC, Aprill CN, Derby R, Fortin J, Kine G, Bogduk N. The prevalence and clinical features of internal disc disruption in patients with chronic low back pain. *Spine* 1995; 20: 1878-83
185. Scott J, Huskisson EC. Graphic representation of pain. *Pain* 1976; 2: 175-84
186. Sikdar S, Shah JP, Gebreab T, et al. Novel applications of ultrasound technology to visualize and characterize myofascial trigger points and surrounding soft tissue. *Arch Phys Med Rehabil* 2009; 90: 1829-38
187. Smyth MJ, Wright V. Sciatica and the intervertebral disc. An experimental study. *J Bone Joint Surg Am* 1959; 40: 1401-18
188. Snijders CJ, Vleeming A, Stoekart R, Mens JMA, Kleinrensink GJ. Biomechanical modeling of sacroiliac joint stability in different postures. *Spine: State of the art reviews* 1995; 9: 419-32
189. Solomonow M, Zhou BH, Harris M, Lu Y, Baratta RV. The ligamento-muscular stabilizing system of the spine. *Spine (Phila Pa 1976)* 1998; 23(23): 2552-62
190. Springer BA, Mielcarek BJ, Nesfield TK, Teyhen DS. Relationships among lateral abdominal muscles, gender, body mass index, and hand dominance. *J Orthop Sports Phys Ther* 2006; 36: 289-97
191. Stener B, Petersen I. Electromyographic investigation of reflex effects upon stretching the partially ruptured medial collateral ligament of the knee joint. *Acta Chir Scand* 1962; 124: 396-415
192. Stener B. Experimental evaluation of the hypothesis of ligamento-muscular protective reflexes: I. A method for adequate stimulation of tension receptors in the

- medial collateral ligament of the knee joint of the cat, and studies of the innervation of the ligament. *Acta Physiol Scand* 1959; 48(Suppl 166): 5-26
193. Strobel K, Hodler J, Meyer DC, Pfirrmann CW, Pirkl C, Zanetti M. Fatty atrophy of supraspinatus and infraspinatus muscles: accuracy of US. *Radiology* 2005; 237: 584-9
194. Stubbs M, Harris M, Solomonow M, Zhou B, Lu Y, Baratta RV. Ligamento-muscular protective reflex in the lumbar spine of the feline. *J Electromyogr Kinesiol* 1998; 8(4): 197-204
195. Sutherland M, Gage M, Mangum LC, Hertel J, Russell S, Saliba SA, Hart JM. Changes in Muscle Thickness Across Positions on Ultrasound Imaging in Participants With or Without a History of Low Back Pain. *J Athl Training* 2018; 53(6): 553-9
196. Svensson HO, Andersson GBJ, Johansson S, Wilhelmsson C, Vedin A. A retrospective study of low back pain in 38- to 64-year-old women. Frequency and occurrence and impact on medical services. *Spine* 1988; 13: 548-52
197. Swain MS, Henschke N, Kamper SJ, Gobina I, Ottova-Jordan V, Maher CG. An international survey of pain in adolescents. *BMC Public Health* 2014; 14: 447
198. Sweeney N, O'Sullivan C, Kelly G. Multifidus muscle size and percentage thickness changes among patients with unilateral chronic low back pain (CLBP) and healthy controls in prone and standing. *Man Ther* 2014; 19(5): 433-9
199. Tahan N, Khademi-Kalantari K, Mohseni-Bandpei MA, Mikaili S, Baghban AA, Jaberzadeh S. Measurement of superficial and deep abdominal muscle thickness: an ultrasonography study. *J Physiol Anthropol* 2016; 35: 17
200. Tamer S, Öz M, Ülger Ö. The effect of visceral osteopathic manual therapy applications on pain, quality of life and function in patients with chronic nonspecific low back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil* 2017; 30(3): 419-25
201. Tan AL, Wakefield RJ, Conaghan PG, Emery P, McGonagle D. Imaging of the musculoskeletal system: magnetic resonance imaging, ultrasonography and computed tomography. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 2003; 17: 513-28
202. Teyhen D, Gill N, Whittaker J, Henry S, Hides J, Hodges P. Rehabilitative ultrasound imaging of the abdominal muscles. *J Orthop Sports Phys Ther* 2007; 37(8): 450-66



203. Teyhen D. Rehabilitative Ultrasound Imaging Symposium. *J Orthop Sports Phys Ther* 2006; 36(8): A1-A17
204. Teyhen DS, Bluemle LN, Dolbeer JA, Baker SE, Molloy JM, PT, Whittaker J, Childs JD. Changes in Lateral Abdominal Muscle Thickness During the Abdominal Drawing-in Maneuver in Those With Lumbopelvic Pain. *J Orthop Sport Phys Ther* 2009; 39(11): 791-8
205. Teyhen DS, Miltenberger CE, Deiters HM, Del Toro YM, Pulliam JN, Childs JD, Boyles RE, Flynn TW. The use of ultrasound imaging of the abdominal drawing-in maneuver in subjects with low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2005; 35(6): 346-55
206. Troyer MR. Differential diagnosis of endometriosis in a young adult woman with nonspecific low back pain. *Phys Ther* 2007; 87: 801-10  
 URL: <http://www.przglepidemiol.pzh.gov.pl/slowniczek-terminow-epidemiologicznych>
207. van Dieen J, de Looze M. Directionality of anticipatory activation of trunk muscles in a lifting task depends on load knowledge. *Exp Brain Res* 1999; 128: 397-404
208. van Tulder M, Becker A, Bekkering T, Breen A, Gil del Real MT, Hutchinson A, Koes B, Laerum E, Malmivaara A. Chapter 3, European guidelines for the management of acute nonspecific low back pain in primary care. *Eur Spine J* 2006; 15 (Suppl. 2): S169-91
209. Vanharanta H, Sachs BL, Spivey MA, Guyer RD, Hochschuler SH, Rashbaum RF, Johnson RG, Ohnmeiss D, Mooney V. The relationship of pain provocation to lumbar disc deterioration as seen by CT/discography. *Spine* 1987; 12: 295-8
210. Vasseljen O, Dahl HH, Mork PJ, Torp HG. Muscle activity onset in the lumbar multifidus muscle recorded simultaneously by ultrasound imaging and intramuscular electromyography. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2006; 21: 905-13
211. Videman T, Nurminen M. The occurrence of annular tears and their relation to lifetime back pain history: a cadaveric study using barium sulfate discography. *Spine* 2004; 29: 2668-76

212. Vleeming A, Pool-Goudzwaard AL, Stoeckart R, van Wingerden JP, Snijders CJ. The posterior layer of the thoracolumbar fascia. It's function in load transfer from spine to legs. *Spine (Phila Pa 1976)* 1995; 20(7): 753-8
213. Vleeming A, Snijders C, Stoeckart R and Mens J. The role of the sacroiliac joints in coupling between spine, pelvis, legs and arms. In: Vleeming A, Dorman T, Snijders C and Stoeckart R (Eds): *Movement, Stability and Low Back Pain. The Essential Role of the Pelvis*. New York: *Churchill Livingstone* 1997; 53-71
214. Vos T, Flaxman AD, Naghavi M, Lozano R, Michaud C, Ezzati M, Shibuya K, Salomon JA, et al. Years lived with disability (YLDs) for 1160 sequelae of 289 diseases and injuries 1990-2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. *Lancet* 2012; 380: 2163-96
215. Waddell G. Subgroups within “nonspecific” low back pain. *J Rheumatol* 2005; 32: 395-6
216. Waddell G. *The back pain revolution*. 2nd ed. Edinburgh: *Churchill Livingstone* 2004
217. Walker BF, Muller R, Grant WD. Low back pain in Australian adults: the economic burden. *Asia Pac J Public Health* 2003; 15: 79-87
218. Walker BF. The prevalence of low back pain: a systematic review of the literature from 1966 to 1998. *J Spinal Disord* 2000; 13(3): 205-17
219. Wallwork TL, Stanton WR, Freke M, Hides JA. The effect of chronic low back pain on size and contraction of the lumbar multifidus muscle. *Man Ther* 2009; 14(5): 496-500
220. Wand BM, O'Connell NE. Chronic non-specific low back pain – sub-groups or a single mechanism? *BMC Musculoskelet Disord* 2008, 9: 11
221. Webster BS, Bauer AZ, Choi Y, Cifuentes M, Pransky GS. Iatrogenic consequences of early magnetic resonance imaging in acute, work-related, disabling low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)* 2013; 38(22): 1939-46
222. Webster BS, Choi Y, Bauer AZ, Cifuentes M, Pransky G. The cascade of medical services and associated longitudinal costs due to nonadherent magnetic resonance imaging for low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)* 2014; 39(17): 1433-40

223. Weiss DJ, Conliffe T, Tata N. Low back pain caused by a duodenal ulcer. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79: 1137-9
224. Welsh Medicines Resource Centre: Management of acute low back pain. *Bulletin* 2008 Feb. <http://www.wemerec.org/Documents/Bulletins/BacksBulletinOnlineOPT.pdf>
225. White A, Panjabi M. Clinical biomechanics of the spine. 2<sup>nd</sup> ed., Philadelphia, *Lippincott* 1990: 1-56
226. Whittaker J. Ultrasound Imaging for Rehabilitation of the Lumbopelvic Region: A Clinical Approach. Philadelphia, PA: *Elsevier*; 2007a
227. Whittaker JL, Teyhen DS, Elliott JM, Cook K, Langevin HM, Dahl HH, Stokes M. Rehabilitative ultrasound imaging: understanding the technology and its application. *J Orthop Sports Phys Ther* 2007; 37: 434-49
228. Whittaker JL, Warner MB, Stokes M. Comparison of the sonographic features of the abdominal wall muscles and connective tissues in individuals with and without lombopelvic pain. *J Orthop Sport Phys* 2013; 43(1): 11-9
229. Whittaker JL. Ultrasound imaging of the abdominal wall muscles in individuals with lombopelvic pain and signs of concurrent hypocapnia. *Man Ther* 2007b; 10: 1016-22
230. Wieser S, Horisberger B, Schmidhauser S, Eisenring C, Brügger U, Ruckstuhl A, Dietrich J, Mannion AF, Elfering A, Tamcan O, Müller U. Cost of low back pain in Switzerland in 2005. *Eur J Health Econ* 2011; 12 (5): 455-67
231. Wilke HJ, Wolf S, Claes LE, Arand M, Wiesend A. Stability increase of the lumbar spine with different muscle groups. A biomechanical in vitro study. *Spine* 1995; 20: 192-8
232. Winters JM, Woo SL-Y (ed.). Multiple muscle systems. Biomechanics and movement organization. *Springer-Verlag*, New York 1990: 440
233. Wolny T, Saulicz E, Myśliwiec A, Kuszewski M, Kokosz M. USG-feedback – nowość w polskiej fizjoterapii. *Fizjoterapia Polska* 2012; 4: 293-304
234. World Health Organization. The burden of musculoskeletal conditions at the start of the new millennium. *World Health Organ Tech Rep Ser* 919; Geneva 2003

235. Zhou Y, Zheng YP. Estimation of muscle fiber orientation in ultrasound images using revoting hough transform (RVHT). *Ultrasound Med Biol* 2008; 34: 1474-81
236. Zieliński A. Słowniczek terminów epidemiologicznych. *Przegląd Epidemiologiczny* 2013;
237. Ziemiński Z. Logika praktyczna. Wyd. 26. Warszawa: *Polskie Wydawnictwo Naukowe PWN* 2005, s. 52

## Spis rycin

Ryc. 1. Prewalencja i zapadalność na nieswoiste dolegliwości bólowe dolnej części kręgosłupa (NDBK) w hipotetycznej populacji (N=20).....	9
Ryc. 2. Proponowany model powstawania nieswoistego bólu kręgosłupa o podłożu mechanicznym.....	15
Ryc. 3. Graficzna interpretacja stabilności.....	16
Ryc. 4. Podział mechanizmów stabilizacyjnych kręgosłupa na podukłady, zgodnie z propozycją Panjabi'ego.....	18
Ryc. 5. Nieliniowa krzywa obciążenie-odkształcenie, charakterystyczna dla tkanek miękkich oraz stawów ludzkiego organizmu.....	20
Ryc. 6. Strefa neutralna, jako funkcja urazów i usztywnienia kręgosłupa (A) oraz jako funkcja zwiększenia i zmniejszenia siły mięśni (B).....	22
Ryc. 7. Organizacja czynnościowa i strukturalna kontroli motorycznej.....	28
Ryc. 8. Miejsce i zakres wykorzystania RUSI w rehabilitacji.....	34
Ryc. 9. Rozkład płci ogółu badanych.....	41
Ryc. 10. Podział ogółu badanych na grupę kontrolną oraz z nieswoistymi dolegliwościami bólowymi dolnej części kręgosłupa.....	43
Ryc. 11. Ogólna struktura przeprowadzonych badań.....	44
Ryc. 12. Rozkład wieku ogółu badanych.....	51
Ryc. 13. Rozkład wysokości ciała ogółu badanych.....	51
Ryc. 14. Rozkład masy ciała ogółu badanych.....	52
Ryc. 15. Rozkład wskaźnika BMI ogółu badanych.....	52
Ryc. 16. Porównanie wieku badanych w grupach NDBK i kontrolnej.....	54
Ryc. 17. Porównanie wysokości ciała badanych w grupach NDBK i kontrolnej.....	54
Ryc. 18. Porównanie masy ciała badanych w grupach NDBK i kontrolnej.....	55
Ryc. 19. Porównanie wskaźnika BMI badanych w grupach NDBK i kontrolnej.....	56

Ryc. 20. Wykres rozrzutu reszt względem wartości przewidywanych – model I regresji wielorakiej.....	58
Ryc. 21. Wykres normalności rozkładu reszt – model I regresji wielorakiej.....	59
Ryc. 22. Wykres normalności rozkładu reszt – model II regresji wielorakiej.....	61
Ryc. 23. Histogram normalności rozkładu reszt – model II regresji wielorakiej.....	63
Ryc. 24. Wykres rozrzutu reszt względem wartości przewidywanych – model II regresji wielorakiej.....	63
Ryc. 25. Wykres rozkładu reszt względem oczekiwanej normalnej w modelu regresji logistycznej dla grubości izometrycznie napiętych mięśni brzucha w pozycji leżącej.....	68
Ryc. 26. Histogram normalności rozkładu reszt w modelu regresji logistycznej dla grubości izometrycznie napiętych mięśni brzucha.....	68
Ryc. 27. Wykres rozkładu reszt względem oczekiwanej normalnej w modelu regresji logistycznej dla grubości mięśni brzucha w teście uniesienia wyprostowanej kończyny dolnej prawej.....	70
Ryc. 28. Histogram normalności rozkładu reszt w modelu regresji logistycznej dla grubości mięśni brzucha w teście uniesienia wyprostowanej kończyny dolnej prawej.....	71
Ryc. 29. Wykres rozkładu reszt względem oczekiwanej normalnej w modelu regresji logistycznej dla grubości izometrycznie napiętych mięśni brzucha w pozycji siedzącej.....	78
Ryc. 30. Histogram normalności rozkładu reszt w modelu regresji logistycznej dla grubości izometrycznie napiętych mięśni brzucha w pozycji siedzącej.....	78
Ryc. 31. Wykres rozkładu reszt względem oczekiwanej normalnej w modelu regresji logistycznej dla zmiennych istotnie związanych z występowaniem dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa.....	84
Ryc. 32. Histogram normalności rozkładu reszt w modelu regresji logistycznej dla zmiennych istotnie związanych z występowaniem dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa.....	84
Ryc. 33. Wykres porównawczy grubości izometrycznie napiętych mięśni skośnych zewnętrznych brzucha w pozycji kłku podpartego w grupie NDBK.....	91
Ryc. 34. Wykres porównawczy grubości izometrycznie napiętych mięśni skośnych zewnętrznych brzucha w pozycji kłku podpartego w grupie kontrolnej.....	91

Ryc. 35. Wykres porównawczy grubości wciągniętych mięśni skośnych zewnętrznych brzucha w pozycji klęku podpartego w grupie NDBK.....	92
Ryc. 36. Wykres porównawczy grubości wciągniętych mięśni skośnych zewnętrznych brzucha w pozycji klęku podpartego w grupie kontrolnej.....	93
Ryc. 37. Wykres porównawczy grubości wciągniętych mięśni skośnych zewnętrznych brzucha w pozycji siedzącej w grupie NDBK.....	95
Ryc. 38. Wykres porównawczy grubości wciągniętych mięśni skośnych zewnętrznych brzucha w pozycji klęku podpartego w grupie kontrolnej.....	95
Ryc. 39. Wykres porównawczy współczynników zmian grubości wciągniętych mięśni skośnych zewnętrznych brzucha w pozycji siedzącej w grupie NDBK.....	97
Ryc. 40. Wykres porównawczy współczynników zmian grubości wciągniętych mięśni skośnych zewnętrznych brzucha w pozycji klęku podpartego w grupie kontrolnej.....	97
Ryc. 41. Wykres porównawczy grubości prawego m. poprzecznego brzucha w pozycjach leżącej i stojącej w grupie NDBK.....	120
Ryc. 42. Wykres porównawczy grubości prawego m. poprzecznego brzucha w pozycjach leżącej i stojącej w grupie kontrolnej.....	120
Ryc. 43. Relacja przyczynowo-skutkowa zmian grubości mięśni brzucha, jako konsekwencji bólu indukowanego chemicznie.....	141
Ryc. 44. Relacja przyczynowo-skutkowa bólu kręgosłupa, jako skutku dezorganizacji funkcji mięśni.....	141
Ryc. 45. Proponowany schemat zależności między bólem dolnej części kręgosłupa, a zmianami kształtu mięśni badanych ultrasonograficznie.....	142
Ryc. 46. Zjawisko błędnego koła w odniesieniu do kompensacyjnych przeciążeń tkankowych.....	144

## Spis tabel

Tabela 1. Tzw. „czerwone flagi”, odpowiadające poważnym patologiom kręgosłupa.....	5
Tabela 2. Podział mięśni obszaru lędźwiowego na mięśnie lokalne i globalne wg Bergmarka.....	23
Tabela 3. Statystyki opisowe ogółu badanych.....	50
Tabela 4. Wyniki testu U Manna-Whitneya dla oceny homogeniczności grup NDBK i kontrolnej.....	53
Tabela 5. Rezultaty testu t-Studenta dla prób niezależnych dla zmiennych masa ciała oraz BMI.....	55
Tabela 6. Wyniki regresji wielorakiej – model I.....	57
Tabela 7. Zmienne istotnie wpływające na rezultat badania intensywności bólu, ocenianego w skali VAS – model I.....	58
Tabela 8. Wyniki regresji wielorakiej – model II.....	61
Tabela 9. Zmienne istotnie wpływające na rezultat badania intensywności bólu, ocenianego w skali VAS – model II.....	62
Tabela 10. Wyniki regresji logistycznej dla grubości spoczynkowych mięśni brzucha w pozycji leżącej.....	66
Tabela 11. Wyniki regresji logistycznej dla grubości mięśni brzucha napiętych izometrycznie w pozycji leżącej.....	67
Tabela 12. Wyniki regresji logistycznej dla grubości wciągniętych mięśni brzucha w pozycji leżącej.....	69
Tabela 13. Wyniki regresji logistycznej dla grubości mięśni brzucha w teście uniesienia wyprostowanej kończyny dolnej prawej.....	70
Tabela 14. Wyniki regresji logistycznej dla grubości mięśni brzucha w teście uniesienia wyprostowanej kończyny dolnej lewej.....	72
Tabela 15. Wyniki regresji logistycznej dla spoczynkowych grubości mięśni brzucha w pozycji klęku podpartego.....	73



Tabela 16. Wyniki regresji logistycznej dla grubości izometrycznie napiętych mięśni brzucha w pozycji kłku podpartego.....	74
Tabela 17. Wyniki regresji logistycznej dla grubości wciągniętych mięśni brzucha w pozycji kłku podpartego.....	75
Tabela 18. Wyniki regresji logistycznej dla spoczynkowych grubości mięśni brzucha w pozycji siedzącej.....	76
Tabela 19. Wyniki regresji logistycznej dla grubości izometrycznie napiętych mięśni brzucha w pozycji siedzącej.....	77
Tabela 20. Wyniki regresji logistycznej dla grubości wciągniętych mięśni brzucha w pozycji siedzącej.....	79
Tabela 21. Wyniki regresji logistycznej dla spoczynkowych grubości mięśni brzucha w pozycji stojącej.....	80
Tabela 22. Wyniki regresji logistycznej dla grubości izometrycznie napiętych mięśni brzucha w pozycji stojącej.....	81
Tabela 23. Wyniki regresji logistycznej dla grubości wciągniętych mięśni brzucha w pozycji stojącej.....	82
Tabela 24. Wyniki regresji logistycznej dla zmiennych istotnie wpływających na wystąpienie dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa.....	83
Tabela 25. Wyniki analizy wariancji współczynników zmian grubości mięśni w pozycji leżącej.....	85
Tabela 26. Wyniki analizy wariancji współczynników zmian grubości mięśni w teście ASLR.....	86
Tabela 27. Wyniki analizy wariancji współczynników zmian grubości mięśni w kłku podpartym.....	87
Tabela 28. Wyniki analizy wariancji współczynników zmian grubości mięśni w pozycji siedzącej.....	88
Tabela 29. Wyniki analizy wariancji współczynników zmian grubości mięśni w pozycji stojącej.....	89
Tabela 30. Wyniki testu t-Studenta dla prób niezależnych w ocenie symetrii izometrycznie napiętego m. skośnego zewnętrznego brzucha w kłku podpartym w grupach NDBK i kontrolnej.....	90

Tabela 31. Wyniki testu t-Studenta dla prób niezależnych w ocenie symetrii wciągniętego m. skośnego zewnętrznego brzucha w klęku podpartym w grupach NDBK i kontrolnej...	92
Tabela 32. Wyniki testu t-Studenta dla prób niezależnych w ocenie symetrii wciągniętego m. skośnego zewnętrznego brzucha w pozycji siedzącej w grupach NDBK i kontrolnej...	94
Tabela 33. Wyniki testu t-Studenta dla prób niezależnych w ocenie symetrii współczynnika zmiany grubości wciągniętego m. skośnego zewnętrznego brzucha w pozycji siedzącej w grupach NDBK i kontrolnej.....	96
Tabela 34. Wyniki badania korelacji między wiekiem badanych a grubością mięśni brzucha w pozycji leżącej.....	98
Tabela 35. Wyniki badania korelacji między wiekiem badanych a grubością mięśni brzucha w klęku podpartym.....	99
Tabela 36. Wyniki badania korelacji między wiekiem badanych a grubością mięśni brzucha w pozycji siedzącej.....	99
Tabela 37. Wyniki badania korelacji między wiekiem badanych a grubością mięśni brzucha w pozycji stojącej.....	99
Tabela 38. Wyniki badania korelacji między wiekiem badanych a współczynnikami zmian grubości mięśni brzucha w pozycji leżącej oraz w teście ASLR.....	100
Tabela 39. Wyniki badania korelacji między wiekiem badanych a współczynnikami zmian grubości mięśni brzucha w pozycji klęku podpartego.....	100
Tabela 40. Wyniki badania korelacji między wiekiem badanych a współczynnikami zmian grubości mięśni brzucha w pozycji siedzącej.....	100
Tabela 41. Wyniki badania korelacji między wiekiem badanych a współczynnikami zmian grubości mięśni brzucha w pozycji stojącej.....	101
Tabela 42. Zestawienie wszystkich możliwych kombinacji porównań dwóch pozycji ciała z czterech rozpatrywanych.....	102
Tabela 43. Wyniki testu t-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic spoczynkowych grubości prawego m. skośnego zewnętrznego brzucha w różnych pozycjach ciała.....	103
Tabela 44. Wyniki testu t-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic spoczynkowych grubości lewego m. skośnego zewnętrznego brzucha w różnych pozycjach ciała.....	104

Tabela 45. Wyniki testu t-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic spoczynkowych grubości prawego m. skośnego wewnętrznego brzucha w różnych pozycjach ciała.....	106
Tabela 46. Wyniki testu t-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic spoczynkowych grubości lewego m. skośnego wewnętrznego brzucha w różnych pozycjach ciała.....	107
Tabela 47. Wyniki testu t-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic spoczynkowych grubości prawego m. poprzecznego brzucha w różnych pozycjach ciała.....	108
Tabela 48. Wyniki testu t-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic spoczynkowych grubości lewego m. poprzecznego brzucha w różnych pozycjach ciała.....	109
Tabela 49. Wyniki testu t-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic grubości izometrycznie napiętego prawego m. skośnego zewnętrznego brzucha w różnych pozycjach ciała.....	110
Tabela 50. Wyniki testu t-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic grubości izometrycznie napiętego lewego m. skośnego zewnętrznego brzucha w różnych pozycjach ciała.....	111
Tabela 51. Wyniki testu t-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic grubości izometrycznie napiętego prawego m. poprzecznego brzucha w różnych pozycjach ciała.....	113
Tabela 52. Wyniki testu t-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic grubości izometrycznie napiętego lewego m. poprzecznego brzucha w różnych pozycjach ciała.....	114
Tabela 53. Wyniki testu t-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic grubości wciągniętego prawego m. skośnego zewnętrznego brzucha w różnych pozycjach ciała.....	115
Tabela 54. Wyniki testu t-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic grubości wciągniętego lewego m. skośnego zewnętrznego brzucha w różnych pozycjach ciała.....	116
Tabela 55. Wyniki testu t-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic grubości wciągniętego prawego m. skośnego wewnętrznego brzucha w różnych pozycjach ciała.....	117
Tabela 56. Wyniki testu t-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic grubości wciągniętego lewego m. skośnego wewnętrznego brzucha w różnych pozycjach ciała.....	118
Tabela 57. Wyniki testu t-Studenta dla prób niezależnych w badaniu różnic spoczynkowej grubości prawego m. poprzecznego brzucha pomiędzy pozycją leżącą a stojącą w grupach NDBK i kontrolnej.....	119

Tabela 58. Wykaz mięśni istotnie związanych z wynikiem badania nasilenia dolegliwości bólowych dolnej części kręgosłupa (wzrost punktacji VAS).....124

Tabela 59. Wykaz istotnych różnic w grubości mięśni brzucha określonej w poszczególnych pozycjach ciała.....135

## Aneks

**Tabela A-1. Tolerancja,  $R^2$  oraz korelacje cząstkowe i semicząstkowe zmiennych modelu I regresji wielorakiej**

Zmienna	Nadmiarowość zmiennych niezależnych; DV: KrLVAS (baza danych po wstępnej weryfikacji) kolumna R-kwadr. zawiera R-kwadrat odpowiedniej zmiennej ze wszystkimi innymi zmiennymi niezależnymi			
	Toleran.	R-kwadr.	Cząstk. Korelac.	Semicz. Korelac.
Kl/Sp/L/Tra	0,778863	0,221137	0,320133	0,265090
Le/AHM/L/OE	0,666493	0,333507	0,342943	0,286401
Le/Iz/P/TRA	0,618642	0,381358	-0,294607	-0,241848
Kl/AHM/P/Tra	0,664267	0,335733	0,269001	0,219103
St/Iz/L/OE	0,661196	0,338804	-0,299269	-0,246048
St/Sp/P/OE	0,636899	0,363101	0,296071	0,243165
St/AHM/L/Tra	0,721307	0,278693	-0,212266	-0,170402

Kl - klęk podparty, Le -pozycja leżąca, St - pozycja stojąca, Sp – spoczynek, Iz – napięcie izometryczne, AHM – wciągnięcie brzucha, L – strona lewa, P – strona prawa, OE – m. skośny zewnętrzny brzucha, Tra – m. poprzeczny brzucha

**Tabela A-2. Odległości Cooka, Mahalanobisa i usunięte wartości resztowe dla modelu I regresji wielorakiej**

	Wartości przewidywane i resztyKrLVAS		
	Mahaln.Odległ.	UsunięteReszta	Cooka Odległ.
1	3,117600	2,581949	0,008154
2	5,426239	-1,689104	0,005451
3	3,448367	1,534688	0,003113
4	6,015779	0,151695	0,000048
5	5,297329	-1,803550	0,006090
6	3,295862	0,847640	0,000917
7	1,779058	1,628434	0,002187
8	13,047061	0,951473	0,003784
9	2,805685	-2,673664	0,008080
10	6,882559	-1,726843	0,006991
11	8,346679	0,156025	0,000068
12	7,263335	-1,630304	0,006532
13	3,608635	0,699326	0,000670
14	6,610278	1,308748	0,003876
15	6,085485	-3,173206	0,021215
16	8,982828	1,893134	0,010643
17	5,494331	-0,850368	0,001396
18	3,512338	0,425396	0,000243
19	13,812099	-0,955073	0,004021
20	20,430182	1,514053	0,014622
21	3,704389	1,080858	0,001633
22	9,985668	-2,831472	0,026203
23	18,607330	2,256166	0,029706
24	4,688649	1,486837	0,003738
25	6,010362	-0,532941	0,000592
26	6,277571	0,455254	0,000449
27	8,850287	0,270879	0,000215
28	3,468184	2,123176	0,005985
29	4,095180	0,599703	0,000545
30	4,538282	-1,077753	0,001912
31	4,310345	-0,277105	0,000121
32	4,934352	-3,496046	0,021562
33	31,380657	2,804275	0,075804
34	3,711037	2,630959	0,009690
35	3,777876	-0,016823	0,000000
36	5,134786	0,051712	0,000005
37	22,778582	-4,912478	0,170806
38	5,111565	2,403752	0,010498
39	18,524487	-3,726559	0,080700
40	8,617888	-2,751328	0,021658
41	4,317877	-3,162517	0,015808
42	3,878891	-1,534233	0,003413
43	10,947241	-0,955269	0,003244
44	3,032702	-4,581603	0,025145
45	2,687652	-2,351803	0,006057
46	9,518803	1,349368	0,005698
47	5,080799	-0,620889	0,000697

	Wartości przewidywane i resztyKrLVAS		
	Mahaln. Odleg.	UsunięteReszta	Cooka Odleg.
48	3,734248	2,359120	0,007829
49	6,493992	-0,322786	0,000232
50	6,898903	4,555614	0,048754
51	5,192141	1,639247	0,004947
52	1,559993	-2,719294	0,005615
53	2,313995	-0,275495	0,000075
54	11,706215	0,297774	0,000335
55	3,877823	-2,329384	0,007865
56	10,642264	-0,229887	0,000183
57	18,252584	-1,187779	0,008084
58	2,480762	-3,145609	0,010227
59	5,688663	0,044691	0,000004
61	4,656439	-3,529060	0,020941
62	2,901944	1,653550	0,003169
63	13,772540	-2,966779	0,038693
64	3,289346	2,376882	0,007199
65	3,543147	-3,921807	0,020762
66	6,209540	4,729625	0,047957
67	5,986413	-2,101581	0,009175
68	2,900292	-1,439308	0,002400
69	5,376414	0,812623	0,001252
70	12,567804	4,456428	0,080179
71	7,630447	-0,408178	0,000428
72	2,687714	3,045605	0,010158
73	7,412819	0,775912	0,001506
74	1,082244	1,528886	0,001442
75	4,588899	-3,187063	0,016874
76	8,554920	1,583450	0,007127
77	10,674584	1,737081	0,010481
78	3,132315	-0,420110	0,000217
79	2,954250	-0,071748	0,000006
80	21,810490	-1,461739	0,014507
81	12,421762	0,840945	0,002824
82	1,428276	3,878470	0,010832
83	6,494942	0,582045	0,000755
84	2,917459	2,096248	0,005113
85	5,084526	1,384955	0,003470
86	9,336455	2,698480	0,022392
87	10,648902	-1,048975	0,003814
88	4,510341	-1,514514	0,003757
89	8,373140	-2,347235	0,015361
90	2,880996	-2,915315	0,009797
91	1,828017	3,135077	0,008248
92	5,705158	-1,999493	0,007971
93	6,933894	-0,185456	0,000081
94	4,570621	-0,779680	0,001007
95	17,061066	1,307734	0,009193
96	2,311571	1,236892	0,001504
97	6,277571	0,455254	0,000449

	Wartości przewidywane i resztyKrLVAS		
	Mahaln. Odległ.	Usunięte Reszta	Cooka Odległ.
98	8,850287	0,270879	0,000215
99	4,095180	0,599703	0,000545
100	3,129554	1,426175	0,002495
101	4,332963	4,718410	0,035289

**Tabela A-3. Tolerancja,  $R^2$  oraz korelacje cząstkowe i semicząstkowe zmiennych modelu II regresji wielorakiej**

Zmienna	Nadmiarowość zmiennych niezależnych; DV: KrLVAS (baza danych po wstępnej weryfikacji) kolumna R-kwadr. zawiera R-kwadrat odpowiedniej zmiennej ze wszystkimi innymi zmiennymi niezależnymi			
	Toleran.	R-kwadr.	Cząstk. Korelac.	Semicz. Korelac.
Kl/Sp/L/Tra	0,776787	0,223213	0,316107	0,216336
St/Sp/P/OE	0,422228	0,577772	0,463730	0,339843
Le/Iz/P/TRA	0,549165	0,450835	-0,471475	-0,347124
Kl/AHM/P/Tra	0,639568	0,360432	0,380746	0,267349
St/AHM/L/Tra	0,584605	0,415395	-0,228609	-0,152470
Le/Iz/L/OE	0,449659	0,550341	0,423016	0,303113
St/Iz/L/OE	0,451186	0,548814	-0,392671	-0,277222
Le/Sp/L/OE	0,436020	0,563980	-0,331846	-0,228406
Sie/Iz/L/OE	0,434956	0,565044	0,270016	0,182080
Sie/Iz/P/OE	0,361752	0,638248	-0,263422	-0,177298
Sie/Sp/P/OE	0,291410	0,708590	0,249648	0,167393

Kl – klęk podparty, Le – pozycja leżąca, St – pozycja stojąca, Sie – pozycja siedząca Sp – spoczynek, Iz – napięcie izometryczne, AHM – wciągnięcie brzucha, L – strona lewa, P – strona prawa, OE – m. skośny zewnętrzny brzucha, Tra – m. poprzeczny brzucha



**Tabela A-4. Odległości Cooka, Mahalanobisa i usunięte wartości resztowe dla modelu II regresji wielorakiej**

	Wartości przewidywane i reszty KrLVAS		
	Mahaln. Odległ.	Usunięte Reszta	Cooka Odległ.
1	6,481566	3,551806	0,029346
2	7,096982	-1,028608	0,002664
3	11,210900	-0,250172	0,000238
4	6,888948	0,419278	0,000431
5	7,583262	-0,415017	0,000460
6	23,781775	0,291446	0,000655
7	3,725110	1,066327	0,001669
8	10,065425	0,497912	0,000853
9	10,662269	-0,888316	0,002863
10	7,845198	-2,239472	0,013796
11	9,610390	-0,701023	0,001622
12	10,410750	-2,554182	0,023158
13	14,513756	3,087025	0,046003
14	14,856186	-0,668085	0,002202
15	19,059284	-1,925345	0,023141
16	19,701647	0,337711	0,000735
17	7,239140	-0,260648	0,000174
18	5,432909	-0,327846	0,000215
19	17,712826	-2,605323	0,039527
20	28,357409	2,310177	0,048768
21	9,890706	3,047587	0,031465
22	18,567261	-1,562499	0,014867
24	12,192486	0,112012	0,000051
25	16,309578	1,408687	0,010689
26	7,682232	0,451328	0,000550
27	8,435727	-0,187223	0,000103
28	4,734698	3,246893	0,018789
29	6,858649	0,041509	0,000004
30	8,611452	-0,014628	0,000001
31	10,625439	0,302930	0,000332
32	6,847727	-2,467106	0,014853
34	10,708007	2,256317	0,018543
35	6,657562	0,338040	0,000272
36	24,464907	0,104291	0,000086
38	10,939592	2,623646	0,025568
40	10,779897	-0,915874	0,003074
41	23,773636	-0,963338	0,007156
42	11,902328	-1,828489	0,013421
43	20,922388	-1,758776	0,021105
44	5,781251	-2,899315	0,017721
45	4,198784	-1,341306	0,002906
46	17,045473	-1,405069	0,011086
47	7,257298	-1,603771	0,006604
48	12,326941	2,541033	0,026772
49	8,863722	0,309479	0,000294
51	5,234390	1,516911	0,004459
52	4,048572	-1,976390	0,006127

	Wartości przewidywane i resztyKrLVAS		
	Mahaln.Odleg.	UsunięteReszta	Cooka Odleg.
53	5,158192	-0,204498	0,000080
54	14,617703	1,112782	0,006018
55	9,933831	-1,948385	0,012912
56	15,094893	0,017888	0,000002
58	7,021272	-1,220135	0,003713
59	25,919096	-2,178946	0,039780
61	14,744298	-2,836002	0,039403
62	7,496857	0,967065	0,002471
64	6,544062	1,039282	0,002534
65	6,734580	-3,373155	0,027365
66	11,076005	4,185004	0,065798
67	13,169649	-2,553298	0,028742
68	4,849778	-2,073086	0,007814
69	10,636764	-1,571899	0,008945
71	7,619197	-1,219241	0,003985
72	8,049744	2,433278	0,016664
73	12,267969	1,052549	0,004573
74	3,939598	-0,021888	0,000001
75	10,671904	-2,179102	0,017242
76	11,609013	1,742026	0,011904
77	14,403752	0,968184	0,004493
78	7,649680	-0,810419	0,001767
79	7,650817	-0,532670	0,000763
80	22,921522	1,357298	0,013716
81	14,368088	0,142180	0,000097
82	4,201657	2,735104	0,012091
83	11,183425	0,175271	0,000116
84	3,346323	1,858883	0,004665
85	7,406369	1,689633	0,007463
86	13,196943	1,670793	0,012331
87	21,271843	0,016980	0,000002
88	7,731308	-1,658544	0,007469
89	19,120411	-2,589429	0,041986
90	4,939077	-3,785890	0,026457
91	3,521545	4,109391	0,023718
92	10,688961	-1,693004	0,010423
93	7,058207	0,070887	0,000013
94	8,045578	-0,988629	0,002750
95	22,059998	0,191734	0,000264
96	9,603643	1,790277	0,010572
97	7,682232	0,451328	0,000550
98	8,435727	-0,187223	0,000103
99	6,816158	0,052758	0,000007
100	5,535509	1,261043	0,003231
101	7,110392	4,442782	0,049780