

mgr Małgorzata Białach

Katowice, 05.05.2022r.

Akademia Wychowania Fizycznego

im. Jerzego Kukuczki w Katowicach

**Odpowiedź na recenzję dr. hab. Tomasza Sipko, prof. Uczelni, dotycząca pracy doktorskiej pt. „Pomiar morfologii mięśni bocznej ściany brzucha podczas nachylania postawy w płaszczyźnie strzałkowej u młodych zdrowych osób”**

Szanowny Panie Profesorze na wstępie pragnę podziękować za wnikliwą analizę pracy doktorskiej, zasugerowanie wielu cennych uwag oraz zwrócenie uwagi na kwestie, które nie były dotychczas rozpatrywane w ramach rozprawy lub też zostały w niej pominięte. Wszelkie zagadnienia poruszone przez Szanownego Pana Profesora w recenzji zostały przeze mnie poddane dogłębnej analizie i wnikliwie przemyślane. Odpowiedzi zamieszczam poniżej.

Odnosząc się do pierwszego akapitu recenzji Szanownego Pana Profesora, dotyczącego **oceny formalnej rozprawy** i zwrócenia uwagi na brak roku wydania pozycji 97 literatury, pragnę niezwłocznie naprawić owo uchybienie i uzupełnić brakującą informację. Rok wydania pozycji 97 tj. „Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Atlas anatomii człowieka PROMETEUSZ Tom I: Anatomia ogólna i układ mięśniowo-szkieletowy, ISBN 978-7846-005-3:152” to 2013. Dziękuję Szanownemu Profesorowi za zwrócenie uwagi na jeszcze jedno przeoczenie dotyczące cytowania. Pragnę przeprosić za mój niewątpliwy błąd i niedopatrzenie, będące zapewne wynikiem aktualizacji numeracji podczas wielokrotnego cyzelowania tekstu. Cytowanie oznaczone numerem 11 na stronie 21 winno nosić numer 12. Jeszcze raz dziękuję za spostrzeżenia i przepraszam za zaniedbanie.

Nawiązując do drugiego akapitu recenzji otrzymanej od Szanownego Pana Profesora i pierwszej uwagi, której treść brzmi: „pomiar nie może być celem rozprawy, natomiast jest elementem eksperymentu badawczego”, oczywiście jest ona w pełni słuszna. Dokonano niewłaściwego doboru słów, co niestety skutkowało nieprawidłowo określonym celem rozprawy. Pomiar morfologii mięśni bezspornie jest elementem eksperymentu badawczego. Właściwy cel rozprawy należałoby określić jako: „Ocena zmian morfologii mięśni bocznej ściany brzucha, wyrażona zmianą ich grubości, podczas biernego nachylania ciała w pozycji stojącej, w płaszczyźnie strzałkowej, u młodych zdrowych osób”. Wspomniany „pomiar” był

jedynie celowym działaniem z mojej strony, stanowiącym element procesu badawczego. Działanie owo miało służyć ocenie i analizie zmian grubości przekroju brzuśców, jednakże samo w sobie nie stanowiło celu badań i rozprawy. Serdecznie dziękuję za podjęcie tego niezwykle istotnego wątku bezwzględnie wymagającego korekty.

W odniesieniu do uwagi Szanownego Pana Profesora o braku podsumowania, które by uzasadniało podjęcie badań zmian morfologii mięśni bocznej ściany tułowia w zadaniu nachylania ciała w pozycji stojącej pragnę niezwłocznie uzupełnić niedostatecznie opisane i mało klarownie wyjaśnione zagadnienie. Pozycja stojąca to naturalna pozycja każdego człowieka jako istoty dwunożnej. Większość czynności i aktywności jakie podejmuje człowiek w swoim życiu odbywa się w pozycji stojącej. Istota naszej aktywności jaką jest przemieszczanie odbywa się w pozycji stojącej za pomocą mechanizmu chodu. Do zapewnienia prawidłowego, ergonomicznego chodu, a także właściwej stabilności posturalnej niezbędna jest prawidłowa praca mięśni, w szczególności mięśni stabilizujących tułów i miednicę. Odpowiednia kontrola strefy neutralnej oraz ruchu poszczególnych segmentów ciała w każdej z biomechanicznych płaszczyzn. Konstruując urządzenie Disc4Spine do terapii w pozycji stojącej współtwórcom przyświecała idea zapoczątkowania procesu terapeutycznego w tej właśnie naturalnej dla człowieka pozycji. Następnie, wraz z progresywnie narastającym poziomem trudności zadań terapeutycznych, przeniesienie procesu terapeutycznego na warunki fizjologicznego chodu (na przykład w postaci treningu na bieżni). Wśród elementów, które miały być włączone do urządzenia dwie innowacje konstrukcyjne poddano testom weryfikującym potencjalne korzyści płynące z montażu w wersji docelowej urządzenia. Było to urządzenie do nachylania ciała, nazywane roboczo „Depionizatorem”, a także platforma „Rotenso”, mierząca momenty sił rotujących stopy (będąca tematem dwóch odrębnych rozpraw doktorskich). Dodanie urządzenia do nachylania znacznie zwiększyłoby masę urządzenia, złożoność inżynierską oraz jego koszt, dlatego weryfikacja była niezwykle ważna. Wiele z założeń metodologicznych pracy i eksperymentu badawczego ściśle związana jest ze wspomnianym projektem i była wynikiem założeń konstrukcyjnych urządzenia. Założenia te, poparte były jednak wcześniejszą wnikliwą analizą literatury, która miała wpływ na ostateczny kształt metodologii. Badacze tacy jak Snijders [9] wykazali, że niewymuszona, naturalna aktywność mięśni bocznej ściany brzucha większa jest w pozycji stojącej niż w pozycji siedzącej, czy leżącej. Natomiast Mew [7] w swoich badaniach udowodnił, że pozycja stojąca stanowi najlepszą pozycję do terapii pod kątem pobudzania aktywności mięśnia poprzecznego brzucha, jeśli za jej wskaźnik przyjąć zmianę

grubości brzośca w obrazie USG. To właśnie w niej obserwuje się największy wzrost przekroju wyżej wymienionego mięśnia. Kierując się wspomnianymi dowodami naukowymi i założeniami metodologicznymi, zespół badawczy projektu za zasadne uznał podjęcie badań zmian morfologii mięśni bocznej ściany brzucha w zadaniu nachylania ciała w pozycji stojącej. Żywię głęboką nadzieję, że w świetle powyższego uzupełnienia informacji dobór pozycji wyjściowej jawi się jako uzasadniony.

W nawiązaniu do pytania 4 celów szczegółowych pracy i uwagi Szanownego Pana Profesora dotyczącej braku wyjaśnienia pojęcia systemu Disc4Spine – zdecydowanie w pracy zabrakło dostatecznego opisu wspomnianego terminu. Rozprawa doktorska i przedstawiony w niej eksperyment badawczy związany był z grantem i projektem, którego celem jest stworzenie urządzenia o wymienionej wcześniej nazwie. Bez wątplenia wymaga to szerszego wyjaśnienia i opisu przedmiotu projektu, którego platforma do nachylania ciała miała być jednym z elementów. Disc4Spine to system interaktywnej rehabilitacji kręgosłupa i postawy ciała w aspekcie dynamicznej, spersonalizowanej stymulacji. Jest to urządzenie, a właściwie komplet dwóch urządzeń, przeznaczony do terapii zaburzeń ciała, w szczególności w obrębie kręgosłupa, w pozycji stojącej i pozycji klęku podpartego. Pierwsze urządzenie, stojące, przeznaczone jest przede wszystkim do terapii wad postawy i zaburzeń w płaszczyźnie strzałkowej. Drugie urządzenie, do terapii w klęku podpartym, swoim przeznaczeniem skupia się głównie na leczeniu skolioz. Oba składają się z kilku modułów. Moduł terapeutyczny daje możliwość regulacji stopnia trudności w zależności od etapu rehabilitacji i indywidualnych predyspozycji pacjenta. Interfejs diagnostyczny umożliwia stałą kontrolę przebiegu procesu terapeutycznego, zaś moduł grywalizacji stanowi bieżący biofeedback dla pacjenta. Poprzez zainstalowane czujnikowanie w postaci sensorów mierzących siły nacisku oraz położenie kątowe, umożliwia wizualizację w czasie rzeczywistym na przykład kąta nachylenia miednicy, czy wartości siły nacisku pleców. Zarówno w pozycji wyjściowej jak i w trakcie wykonywania samego ćwiczenia. Specjalnie przygotowane oprogramowanie z modułem grywalizacji, w przystępny sposób, zarówno dla osoby dorosłej jak i dla dziecka, pozwala na autokorektę oraz dążenie do osiągnięcia zadanych celów terapeutycznych. Poniżej załączam zdjęcia poglądowe dwóch opisanych urządzeń do wglądu Szanownego Pana Profesora (od lewej kolejno: moduł stojący i moduł klęczny).



Podstawowe elementy konstrukcji mechanicznej urządzeń to:

Dla modułu stojącego :

- zespół podstawy bramki
- zespół bramki
- zespół elongacji
- zespół mocowania biodrowego, z możliwością wypięcia i kontynuacji terapii poza ramą urządzenia
- zespół podparcia ramion
- zespół Rotenso

Dla modułu klęczno-podpartego:

- zespół pleców
- zespół podparcia
- zespół kolumny
- zespół ramki kolumny

Konstrukcja elektroniczna urządzeń składa się z:

- układów elektronicznej akwizycji sygnałów z czujników siły i położenia
- czujników siły na platformie Rotenso (mierzących reakcje sił podłoża, obciążenia działające na stopy)
- kamery ToF do pomiarów kątów krzywizn oraz liniowych wskaźników antropometrycznych

Oprogramowanie urządzenia Disc4Spine zawiera:

- moduł odczytujący dane z czujników i wysyłający zagregowane dane

- moduł grywalizacji

- moduł kamery ToF

Rolę moją, we wspomnianym grancie, stanowiło „wykonanie prac badawczo – rozwojowych w dziedzinie fizjoterapii, w celu opracowania urządzenia łączącego w sobie możliwości diagnostyczne, rehabilitacyjne i terapeutyczne”. Zakres wspomnianych prac zakładał przede wszystkim analizę morfologii mięśni bocznej ściany brzucha podczas niewielkich stopniowych nachyleń ciała w przód, w płaszczyźnie strzałkowej. Wspomniane badanie pozwoliło na ocenę potencjalnych korzyści płynących z instalacji podzespołu do nachylania w systemie Disc4Spine, który nie znalazł się w ostatecznej wersji urządzenia. Bardzo dziękuję za zwrócenie uwagi na zagadnienie, któremu należało poświęcić więcej miejsca w pracy.

W kontekście pomiaru za pomocą USG, oczywiście zgadzam się z Szanownym Panem Profesorem, że metodę ultrasonograficzną należy przyjąć jako pośrednie narzędzie do oceny zmian aktywności mięśni. Jest to przede wszystkim narzędzie do oceny morfologii tkanek. Pozwala w miarodajny i rzetelny sposób ocenić grubość, długość oraz położenie danego brzośca mięśniowego. W literaturze zwykle prezentowane są dwa sposoby oceny aktywności mięśniowej. Jednym z nich jest potencjał bioelektryczny mięśnia analizowany za pomocą zmian EMG. Drugim natomiast zmiany grubości/przekroju mięśni widoczne w obrazie USG (jako wskaźnik pośredni). Z uwagi na podjętą tematykę analizy mięśni bocznej ściany brzucha pewną trudność stanowiłby równoczesny pomiar EMG wszystkich trzech mięśni. Elektrody umieszczone blisko siebie mogłyby wywoływać zakłócenia. W związku z powyższym, wyszczególnienie odczytu osobno dla każdego mięśnia mogłoby być obarczone błędem. Co więcej badanie leżącego najgłębiej mięśnia poprzecznego brzucha wiązałoby się z przerwaniem ciągłości tkanek uczestników badania, w wyniku braku możliwości użycia elektrod powierzchniowych do pomiaru. Chcąc uniknąć inwazyjnych rozwiązań i uzyskać rzetelne wyniki postanowiono, jako pośredni wskaźnik aktywności mięśniowej, wykorzystać metodę ultrasonograficzną, potwierdzoną przez literaturę jako miarodajną [5, 6].

W nawiązaniu do uwagi Szanownego Pana Profesora dotyczącej opracowania podrozdziału „Analiza statystyczna” na stronie 19 pragnę przeprosić za tak pobieżne omówienie tematu, jakże istotnego z punktu widzenia dowodów naukowych i rzetelności przeprowadzonej analizy. Nie mam wątpliwości co do tego, że wspomniana uwaga jest słuszna i wymaga szerszego uzupełnienia. W celu doboru odpowiednich metod

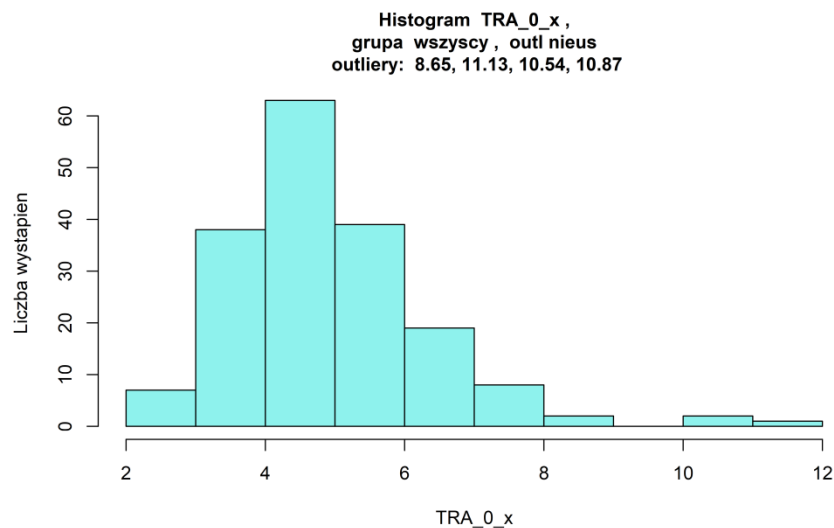
statystycznych, które pozwoliłyby w najwłaściwszy sposób przeanalizować uzyskane w trakcie badań wyniki, wykonano następujące kroki. W pierwszej kolejności dokonano sprawdzenia normalności rozkładów dla całości badanej grupy, a następnie z podziałem na płeć, a także wszystkich podgrup badawczych (określonych przez parametry takie jak nachylenie miednicy, typ BMI oraz typ sylwetki według WHR). W tym celu posłużono się testem Shapiro-Wilka. Następnie oceniono, czy zmienne są powiązane. W wypadku grubości mięśnia dla poszczególnych stopni nachylenia, uznać należy, że zmienne są powiązane (zależne), co niejako implikuje kolejny wniosek i warunek, który został sprawdzony. Analizowane zmienne spełniają warunek równoliczności grup. Następnie sprawdzono sferyczność testem Mauchly'a. By zastosować w obliczeniach statystycznych testy parametryczne takie jak ANOVA i MANOVA bezwzględnie muszą spełnione być 3 warunki: wszystkie badane grupy muszą być równoliczne, charakteryzować się rozkładem normalnym badanej zmiennej oraz jednorodnością wariancji (miary rozproszenia). Jeśli przynajmniej jeden z powyższych warunków nie zostaje spełniony, w choć jednej z badanych grup, to w analizie statystycznej należy posłużyć się testami nieparametrycznymi. Są to niezwykle restrykcyjne zasady i ciężko je spełnić przy tak dużej ilości grup. Już sama analiza za pomocą testu Shapiro-Wilka wykazała, że badanych zmiennych nie charakteryzuje rozkład normalny dla wszystkich podgrup badawczych. Z tego powodu do dalszej analizy posłużono się testem ANOVA Friedmanna. W przedstawionych wynikach analizy statystycznej (w postaci tabel, rozdział Wyniki) oprócz testu post hoc oceniano siłę odnalezionego efektu, którą określano za pomocą współczynnika eta kwadrat. Jako statystycznie istotne raportowano tylko te wyniki, których wielkość efektu była duża lub średnia i oznaczono je w tabelach trzema gwiazdkami (\*\*\*)-duży efekt) i dwoma gwiazdkami (\*\*-średni efekt). Bardzo dziękuję Szanownemu Panu Profesorowi za jakże cenną uwagę odnoszącą się do konieczności wnikliwszego przyjrzenia się i wyjaśnienia kwestii związanych z przebiegiem procesu analitycznego. Właściwy dobór metod statystycznych jest decydującym czynnikiem warunkującym rzetelność uzyskanych i raportowanych wyników, dlatego też bez wątpienia wymaga obszernego i szczegółowego opisu.

Odnosząc się do pytania Szanownego Pana Profesora dotyczącego tego, „jakie różnice grubości mięśni Autorka uznaje za klinicznie ważne”, pragnę zaznaczyć, iż jak dotąd nie udało się określić jak duże zmiany mierzone w milimetrach wskazują na ważny z klinicznego punktu widzenia wzrost aktywności mięśni. Grubość samego mięśnia jest cechą osobniczą uwarunkowaną w dużym stopniu parametrami antropometrycznymi danej jednostki. Każdy

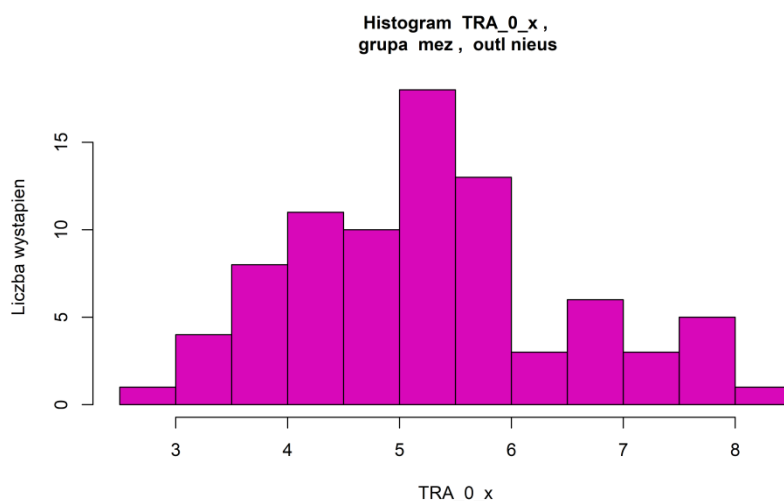
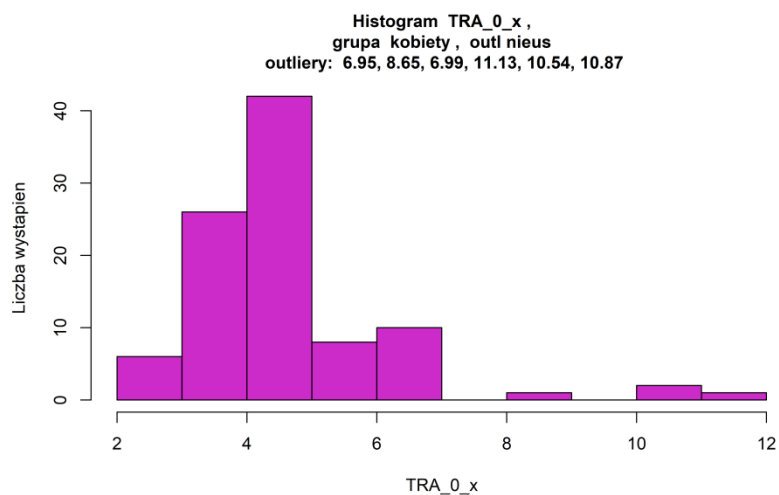
człowiek posiada swoją indywidualną morfologię mięśniową. U dwóch badanych osób brzusec może znacznie różnić się grubością, czy długością. Nie świadczy to jednak o jego potencjale aktywizacyjnym, czy też poprawności jego pracy. Istotna jest raczej rekrutacja włókien mięśniowych, czyli zmiana potencjału lub grubości w trakcie aktu ruchowego lub zadanej czynności i opisana przez badaczy takich jak Hodges [3, 4] nerwowo-mięśniowa komponenta mechanizmu „feedforward”, czyli napięcie mięśnia poprzecznego brzucha wyprzedzające napięcie mięśni odpowiedzialnych za daną czynność ruchową. Brak jest w literaturze odniesienia, które mogłoby określać zmianę procentową jako klinicznie istotną. Większość autorów w swoich badaniach za istotne przyjmuje zmiany na poziomie  $p=0,05$ . W związku z powyższym różnice między medianami grubości mięśnia dla poszczególnych stopni nachylenia kąтового dla tych wyników testu ANOVA Friedmanna, dla których  $p$  jest mniejsze niż 0,05, uznać należałoby za ważne klinicznie. W niniejszej analizie posłużyłam się jednak nieco bardziej dogłębną analizą i postanowiłam ocenić wielkość efektu, ocenianą za pomocą współczynnika eta kwadrat. Wyniki uznane jako statystycznie istotne i klinicznie ważne, to jedynie te, których wielkość efektu była duża lub średnia (oznaczona dwoma bądź trzema gwiazdkami). Bardzo dziękuję Szanownemu Panu Profesorowi za powyższe pytanie. Kwestia faktycznie może być przedmiotem szerokich rozważań. Natura naukowca skłania do przemyśleń takich zagadnień jak wspomniana istotna z klinicznego punktu widzenia zmiana grubości mięśnia, a także poszukiwania sposobów odpowiedzi na powyższe pytanie.

W odniesieniu do pytania Szanownego Pana Profesora dotyczącego zagadnienia rozkładów i pytania dlaczego większości rozkładów badanych zmiennych są odmienne od normalnego zamieszczam poniższą odpowiedź i wyjaśnienie. Z pewnością rozkład odbiegający od normalnego nie ma związku z powtarzalnością badania, ponieważ procedura pomiaru mięśni bocznej ściany brzucha przygotowana została w taki sposób, by uniknąć takiej sytuacji. Faktycznie zabrakło tego w opisie metodologicznym, popełniono błąd i przeoczono ten fakt podczas przedstawienia procedury. Głowica USG raz przyłożona we właściwym miejscu na ciele osoby badanej utrzymywana była w tym samym miejscu przez cały czas trwania procesu nachylania i pomiarów, zawsze dokonując zdjęcia pod koniec fazy wydechu. Pomiar wykonywany był także trzykrotnie dla każdego stopnia nachylenia kąтового, by statystykę oprzeć na średniej arytmetycznej, nie natomiast na pojedynczym pomiarze. W mojej ocenie umożliwiło to miarodajną ocenę grubości mięśni dla danego stopnia kąтового nachylenia. Potencjalnym czynnikiem, mogącym mieć wpływ na uzyskanie wspomnianych rozkładów, może być młody wiek uczestników badania (18-30 lat)

i wynikająca z tego charakterystyka antropometryczna grupy mieszczącej się z przewagą w pierwszym i drugim kwartylu dla większości parametrów. Wartości minimalne mierzonych parametrów (w tym najważniejszego - grubości mięśni bocznej ściany brzucha) ograniczone były oddolnie. Wartość badanej zmiennej nie mogła być mniejsza niż 0, a *de facto* nigdy nie mogła być nawet jemu równa. Co więcej, większość spośród badanych charakteryzowała się średnimi wartościami badanej zmiennej (dla mięśnia poprzecznego brzucha było to w zakresie 4-6mm), a wartości skrajne występowały rzadziej. Wykresy jednak nie przyjmowały kształtu krzywej Gaussa. Charakteryzowała je raczej większa lub mniejsza prawoskośność. W związku z oddolnym ograniczeniem i brakiem odgórnego, analizowane parametry mogły występować w badanych grupach w kierunku dużych wartości badanej cechy niemalże w sposób nieskończony, aczkolwiek nieliczny. Występowanie skrajnie grubych mięśni nie było częste, jednakże mięśnie te milimetrowo mogły być nieograniczenie „grube”, czego nie można przypisać już pierwszemu kwartylowi ograniczonemu przez 0 i najmniejszą możliwą wartość grubości mięśnia. Wspomniane determinanty kształtu rozkładu badanej zmiennej uwarunkowały jego prawoskośność. Dla lepszego zobrazowania powyższego wyjaśnienia dołączam 3 wykresy przedstawiające rozkład grubości mięśnia poprzecznego brzucha dla całej badanej grupy oraz osobno dla kobiet i mężczyzn w pozycji wyjściowej.







Biorąc pod uwagę powyższe, można przypuszczać, że badanie cechowała odpowiednia powtarzalność, a zebrane wyniki były miarodajne, natomiast analiza na każdym etapie przeprowadzona prawidłowo. Za przyczynę braku normalności rozkładu przyjąć należałoby charakterystykę badanej grupy, a przede wszystkim charakter badanych zmiennych i ich występowania w populacji. Dziękuję bardzo Szanownemu Panu Profesorowi za zadane pytanie i zwrócenie uwagi na tę kwestię. Niewątpliwie warto rozważyć wszelkie możliwe przyczyny uzyskania rozkładu, który nie jest zbieżny z krzywą Gaussa, zwłaszcza przy tak mnogim jego występowaniu, by wykluczyć zaistnienie możliwych błędów pomiarowych lub proceduralnych. Miałyby one krytyczny wpływ na rzetelność przeprowadzonych badań, czyli kwestię bezspornie najważniejszą.

Nawiązując do pytania Szanownego Pana Profesora, czy zmiana nachylenia o 1 stopień, wywołuje reakcje w układzie mięśniowym i jakie są doniesienia innych badaczy w tym zakresie - na podstawie wyników przeprowadzonego eksperymentu, stwierdzić można, że zmiana nachylenia ciała o 1 stopień kątowy ma potencjał wywołania reakcji w układzie mięśniowym. Na przykładzie Tabeli nr 19 dla kobiet i mężczyzn podczas nachylenia o 1 stopień zaobserwować można, że mediana uległa istotnej statystycznie zmianie wartości. Warto zaznaczyć, że oś obrotu w analizowanym urządzeniu znajdowała się na wysokości stóp i płaszczyzny, na której stała osoba badana. W przełożeniu na wysokość ciała człowieka poddawanego nachyleniu i długość wahadła już na pierwszym stopniu dochodzi do zmiany położenia głowy w przestrzeni i odmiennego oddziaływania siły grawitacji, co potencjalnie powinno zainicjować wystąpienie reakcji równoważnej. W mojej ocenie 7 stopni to już znaczne wychylenie. Dotychczasowe doniesienia dotyczące nachylania ciała w płaszczyźnie strzałkowej jak na przykład prace Andersa z 2007 i 2008 [1, 2] roku opierały się na zdecydowanie większych zakresach ruchu, przyjmujących wartość nawet 90 stopni. Brak jest opracowań na temat minimalnych wychyleń. Duże zakresy ruchu to bardzo wymagające zadanie dla układu mięśniowego i choć niewątpliwie powodują występowanie zwiększonej aktywności mięśniowej to częściej znajdują zastosowanie w sporcie. W rehabilitacji wielokrotnie skupiamy się na minimalnych bodźcach dających możliwość uzyskania pożądanego efektu. Innym przykładem pracy na dużych zakresach może być urządzenie 3d Newton umożliwiające wychylenie ciała w różnych kierunkach i płaszczyznach o duże wartości, ze stabilizacją jedynie w obrębie miednicy. Wymaga ono kontroli całej górnej części tułowia i w przypadku braku odpowiedniego przygotowania osoby badanej i czynnej aktywizacji mięśniowej, wiązać się może ze znacznym generowaniem sił ścinających i przeciążeń. W niniejszym badaniu za cel postawiono sobie uzyskanie odruchowej aktywizacji mięśni. Zamysłem konstrukcyjnym projektu było stworzenie urządzenia, które w sposób maksymalnie bezpieczny i delikatny pozwoliłoby na uzyskanie zamierzonych efektów. Zgodnie z zasadą „mniej, znaczy więcej” oscylowanie na małej amplitudzie wychyleń o 1 stopień, w przedziale, który byłby jednoznacznie najlepszym aktywatorem mięśnia poprzecznego brzucha. Nie wymagającym nadmiernego skupienia od pacjenta. Nadmierne skupienie na nachyleniu i jemu przeciwdziałanie mogłoby utrudnić korekcję i aktywną pracę innych segmentów ciała osoby ćwiczącej w urządzeniu Disc4Spine. Nachylenie o 1 stopień posiada potencjał aktywacji mięśni bocznej ściany brzucha i innych mięśni w ludzkim ciele. Wyniki wskazują, że zmiany są obserwowalne, jednakże w sposób dosyć przypadkowy lub wielkość efektu jest zbyt mała. W przedstawionym badaniu nie

wykazano zmian istotnych z punktu widzenia klinicznego. Niemożliwe jest tym samym określenie wartości nachylenia jaka przyniosłaby wymierną korzyść z prowadzenia terapii według przyjętej metodyki. 7 stopni to ograniczenie przygotowanego do testów urządzenia nachylającego. Jednakże z punktu widzenia zastosowania klinicznego w urządzeniu docelowym najbardziej pożądane i korzystne byłyby zmiany zaobserwowane już na pierwszych kilku stopniach nachylenia. Urządzenia dające możliwość większych wychyleń już istnieją, w związku z tym zespołowi konstrukcyjnemu projektu nie zależało na powielaniu już istniejącej technologii. Podstawowym zamysłem było stworzenie urządzenia umożliwiającego segmentalną korekcję całego ciała pacjenta, a moduł nachylania miał zintensyfikować korzyści pracy nad lędźwiowym odcinkiem kręgosłupa. Choć nie było to celem pracy, to oczywiście można się zastanowić jaki wpływ wywiera nachylenie ciała o większe wartości, jak 7 stopni kątowych, w stosunku do pozycji zerowej. W tym celu wykonałam dodatkową analizę. Poniższe tabele prezentują porównanie wartości median poszczególnych mięśni pomiędzy pozycją wyjściową, a 7 stopniem nachylenia. Do wykonania analizy posłużyłam się porównaniem dwóch prób zależnych za pomocą testu kolejności par Wilcoxon. W przypadku wielu podgrup badawczych zaobserwować można istotną statystycznie zmianę napięcia mięśni bocznej ściany brzucha wyrażoną ich grubością. Wyraźniej jednak jest to obserwowalne w przypadku mięśni skośnych, a szczególnie mięśnia skośnego zewnętrznego. Nie jest to więc efekt oczekiwany w ramach prowadzonego eksperymentu. Jak wspomniano już wcześniej, 7 stopni uznano za znaczne nachylenie ciała i poszukiwano raczej bardzo niewielkiej wartości, która przy minimalnym stopniu nachylenia przyniosłoby wymierne korzyści praktyczne i kliniczne. W największym stopniu związane z mięśniem poprzecznym brzucha.

Tabela 1. Porównanie grubości mięśnia skośnego zewnętrznego (EO), skośnego wewnętrznego (IO) oraz poprzecznego brzucha (TRA) dla pozycji wyjściowej i nachylenia wynoszącego 7 stopni kątowych w całej badanej grupie oraz z podziałem na płeć.

parametr wartość	EO 0 do 7		IO 0 do 7		TRA 0 do 7	
	całość		Całość		całość	
N	179		179		179	
p	0,00*		0,00*		0,00*	
pleć	K	M	K	M	K	M
N	96	83	96	83	96	83
p	0,00*	0,00*	0,09	0,00*	0,14	0,00*

\* różnica statystycznie istotna

Tabela 2. Porównanie grubości mięśnia skośnego zewnętrznego (EO), skośnego wewnętrznego (IO) oraz poprzecznego brzucha (TRA) dla pozycji wyjściowej i nachylenia wynoszącego 7 stopni kątowych w poszczególnych typach ustawienia miednicy z podziałem na płeć (PTP 0-miednica o ustawieniu zrównoważonym, PTP 1 – miednica w przodopochyleniu, PTP 2 – miednica w tyłopochyleniu).

typ sylwetki	parametr	EO		IO		TRA	
	wartość	0 do 7		0 do 7		0 do 7	
PTP 0	N	96		96		96	
	p	0,00*		0,00*		0,06	
	płeć	K	M	K	M	K	M
	N	51	45	51	45	51	45
	p	0,00*	0,00*	0,08	0,00*	0,62	0,04*
PTP 1	całość						
	N	50		50		50	
	p	0,00*		0,38		0,12	
	płeć	K	M	K	M	K	M
	N	31	19	31	19	31	19
p	0,00*	0,02*	0,30	0,72	0,13	0,57	
PTP 2	całość						
	N	33		33		33	
	p	0,00*		0,57		0,06	
	płeć	K	M	K	M	K	M
	N	14	19	14	19	14	19
p	0,01*	0,00*	0,78	0,28	0,40	0,08	

\* różnica statystycznie istotna

Tabela 3. Porównanie grubości mięśnia skośnego zewnętrznego (EO), skośnego wewnętrznego (IO) oraz poprzecznego brzucha (TRA) dla pozycji wyjściowej i nachylenia wynoszącego 7 stopni kątowych w poszczególnych typach sylwetki wg BMI z podziałem na płeć.

typ sylwetki	parametr wartość	EO 0 do 7		IO 0 do 7		TRA 0 do 7	
		całość					
BMI norma	N	85		85		85	
	p	0,00*		0,00*		0,00*	
	płeć	K	M	K	M	K	M
	N	46	39	46	39	46	39
	p	0,00*	0,00*	0,01*	0,03*	0,08	0,00*
		całość					
BMI niedowaga	N	54		54		54	
	p	0,00*		0,72		0,91	
	płeć	K	M	K	M	K	M
	N	33	21	33	21	33	21
	p	0,00*	0,01*	0,60	0,99	0,18	0,02*
		całość					
BMI nadwaga i otyłość	N	40		40		40	
	p	0,01*		0,16		0,56	
	płeć	K	M	K	M	K	M
	N	17	23	17	23	17	23
	p	0,65	0,00*	0,04*	0,01*	0,19	0,07

\* różnica statystycznie istotna

Tabela 4. Porównanie grubości mięśnia skośnego zewnętrznego (EO), skośnego wewnętrznego (IO) oraz poprzecznego brzucha (TRA) dla pozycji wyjściowej i nachylenia wynoszącego 7 stopni kątowych w poszczególnych typach sylwetki wg WHR z podziałem na płeć.

typ sylwetki	parametr wartość	EO 0 do 7		IO 0 do 7		TRA 0 do 7	
		całość					
WHR andro	N	67		67		67	
	p	0,00*		0,26		0,04*	
	płeć	K	M	K	M	K	M
	N	52	15	52	15	52	15
	p	0,02*	0,00*	0,29	0,69	0,12	0,14
		całość					
WHR gyno	N	112		112		112	
	p	0,00*		0,00*		0,03*	
	płeć	K	M	K	M	K	M
	N	44	68	44	68	44	68
	p	0,00*	0,00*	0,16	0,00*	0,72	0,02*

\* różnica statystycznie istotna

Ponieważ po dogłębnej analizie literatury światowej nie udało się odnaleźć podobnych eksperymentów oceniających morfologię za pomocą USG, czy też odruchowe zmiany potencjału EMG podczas niewielkich biernych nachyleń to, myślę że pracę uznać można za nowatorską i pionierską w tym zakresie.

Odwołując się do pytania Szanownego Pana Profesora dlaczego wybrano bierny sposób aktywizacji mięśni pragnę wyjaśnić, że czynne sposoby aktywizacji są tematem szeroko poznanym i opisanym w literaturze. Nie ulega wątpliwości jak dużą skuteczność i wartość terapeutyczną posiadają. Jest to bezsporne. Brakuje jednak doniesień na temat możliwości odruchowej aktywizacji mięśni stabilizujących. Czegoś w rodzaju napięcia stwarzającego warunki wstępne (napięcie wyprzedzające) do dalszej terapii z wykorzystaniem D4S. W kontekście przeprowadzonego projektu badawczego i tworzonego w jego ramach urządzenia, dającego różnorodne możliwości terapeutyczne i znaczną progresję trudności zadań terapeutycznych (rozpoczynając od najprostszych i najmniej wymagających dla pacjenta), zasadna wydawała się instalacja podzespołu, który w pierwszym etapie pracy klinicznej umożliwi odruchową reakcję mięśniową, a w dalszej kolejności, nałożenie czynnej aktywizacji mięśniowej. Należałoby zaznaczyć, że zaproponowana metodyka nie opiera się na całkowicie biernym pobudzeniu mięśni jak to ma miejsce podczas elektrostymulacji. Celem było raczej uzyskanie aktywności mięśniowej o odruchowej dominancie i charakterze zbliżonym do izometrycznego, w wyniku reakcji organizmu na działający bodziec, jakim jest bierne nachylenie ciała. Odruchowej próby stabilizacji postawy w przestrzeni przez organizm. W fizjoterapii wielokrotnie wykorzystuje się napięcia izometryczne mięśni, bez aktu ruchowego, jako wstępny etap rehabilitacji. Charakteryzują się one prostotą. Są mało inwazyjne i nie są obciążone potencjalnymi skutkami niepożądanymi. Taka forma pobudzenia stabilizacji odcinka lędźwiowego mogłaby posłużyć jako bardzo bezpieczne narzędzie aktywizacji mięśniowej w pierwszych etapach pracy z pacjentem. Nie posiadając jednak dowodów naukowych na skuteczność hipotezy, jakoby niewielkie nachylenie ciała w przód w płaszczyźnie strzałkowej mogło być odruchowym aktywatorem napięcia mięśni bocznej ściany brzucha, podjęto się jej weryfikacji. Za cel postawiono sobie, by każdy z elementów urządzenia zainstalowano w oparciu o zasadę „evidence based medicine”, co pozwoli na uzyskanie wyłącznie pożądaných efektów, o dostatecznym znaczeniu klinicznym.

W nawiązaniu do spostrzeżenia Szanownego Pana Profesora dotyczącego wielkości mediany mięśnia poprzecznego brzucha w przypadku mężczyzn o zrównoważonym ustawieniu miednicy i kobiet o miednicy tyłopochylonej dla 0 i 7 stopni pozwolę sobie

zaprezentować możliwą interpretację wyników. Mięsień ten wykazuje największą grubość w wymienionych grupach. Co więcej obserwację tę można rozszerzyć dla wszystkich pozostałych stopni nachylenia. Wiadomo, że tyłopochylenie miednicy jest czynnikiem aktywizującym mięsień poprzeczny brzucha. Przyjęcie prawidłowej postawy lub wykonanie ruchu tyłopochylenia wiąże się ze zwiększeniem grubości mięśnia poprzecznego [8]. Można założyć, że osoby których naturalna, habitualna pozycja miednicy bardziej zbliżona jest do tyłopochylenia, posiadają większe wartości mięśnia poprzecznego. Zaznaczenia wymaga fakt, że postawa naturalna, czy też habitualna nie zawsze oznacza pozbawioną jakiegokolwiek korekty. Pozbawiona jest korekty z zewnątrz, ze strony badającego. Jeśli natomiast badany posiada świadomość prawidłowości postawy i stale dąży do tego, by jego sylwetka była jak najbardziej prawidłowa, to jego nawykiem i postawą habitualną stanie się w końcu postawa charakteryzująca się podświadomą korektą i większą aktywnością mięśni stabilizujących. Z anatomicznych różnic budowy miednicy pomiędzy płciami oraz obserwacji własnych wnioskuję, że mężczyźni nieco słabiej definiują tyłopochylenie miednicy. W związku z powyższym, największa praca mięśnia poprzecznego brzucha może być obserwowana u nich przy wariacie zrównoważonego pochylenia miednicy. U kobiet natomiast przy wariacie tyłopochylnym. Niniejsze wyniki wskazują również, że kobiety z miednicą tyłopochyloną charakteryzowały się największą grubością wszystkich trzech mięśni, dla każdego stopnia nachylenia kąтового. Mogłyby to potwierdzać ów nawyk prawidłowej postawy. Może nawet nieco „przekorygowanej”, aktywnej sylwetki, z napiętymi mięśniami brzucha u płci żeńskiej, w celach zdrowotnych, czy też czysto estetycznych. U mężczyzn wyniki nie są aż tak jednoznaczne. Choć mięsień skośny wewnętrzny wykazał największą grubość również w wariacie miednicy o zrównoważonym ustawieniu (za wyjątkiem czwartego stopnia nachylenia), to mięsień skośny zewnętrzny najgrubszy był w wariacie tyłopochylnym. Nie wykluczone, że u płci męskiej tyłopochylenie miednicy jest częściej wypadkową budowy anatomicznej, sylwetki naturalnej, związanej ze zniesieniem lub redukcją lordozy lędźwiowej. Zrównoważone ustawienie natomiast, aktem świadomie zbudowanej postawy ciała, charakteryzującej się większą aktywnością mięśni leżących głębiej, ważnych dla stabilizacji. Z pewnością powyższe zagadnienie jest niezwykle ciekawym tematem do rozważań. Powyższa hipoteza może być prawidłowa, jednakże jest jedynie wnioskiem subiektywnym. Niewątpliwie wymagałoby to głębszej analizy i większej ilości danych. Nie było to jednak przewidziane w ramach niniejszej rozprawy i nie poddano tego tematu szerszej interpretacji. Badania skupiały się w największym stopniu na znalezieniu wartości krytycznej nachylenia, przy jednoczesnym minimalnym jego zakresie i amplitudzie,

które umożliwiłyby odruchową stabilizację tułowia. Nie mniej jednak, dziękuję Szanownemu Panu Profesorowi za zwrócenie uwagi na tę interesującą kwestię.

W odniesieniu do czwartego wniosku niniejszej pracy chciałabym podziękować Szanownemu Panu Profesorowi za uwagę. Zgadzam się w pełni, że wniosek 4 należy uzupełnić. Po poddaniu redakcji powinien on brzmieć następująco: „Nie wykazano korzyści z instalacji funkcji nachylenia w urządzeniu Disc4Spine. W przeprowadzonych badaniach, bierne nachylenie ciała w przód w pozycji stojącej, nie wywołało oczekiwanego wzorca napięcia mięśni bocznej ściany brzucha”.

Serdecznie dziękuję Szanownemu Panu Profesorowi za tak szczegółową analizę pracy, wyników i wnikliwą recenzję. Zaowocowały one wprowadzeniem zmian, a także licznymi dodatkowymi rozważaniami i przemyśleniami. Z pewnością warto zwrócić uwagę na wiele poruszonych przez Szanownego Pana Profesora kwestii, które dotychczas nie były brane pod uwagę lub też nie były przedmiotem niniejszej rozprawy. Mogą one stanowić ciekawy temat do podjęcia w publikacji lub też, w przypadku braku dostatecznej ilości danych, podstawę do kolejnych badań rozwijających zagadnienie. Jeszcze raz serdecznie dziękuję.

#### Bibliografia:

1. Anders Ch, Brose G, Hofmann GO, Scholle HCh, Evaluation of the EMG-force relationship of trunk muscles during whole body tilt, J Biomech, 2008; 41(2):333-339.
2. Anders Ch, Brose G, Hofmann GO, Scholle HCh, Gender specific activation patterns of trunk muscles during whole body tilt, Eur J Appl Physiol, 2007 Sep; 101(2):195-205.
3. Hodges PW, Richardson CA, Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. Arch Phys Med Rehabil 1999;80:1005-1012.
4. Hodges PW, Richardson CA, Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. Phys Ther 1997a; 77(2):132-142.
5. Mangum LC, Sutherlin MA, Saliba SA, Hart JM, Reliability of Ultrasound Imaging Measures of Transverse Abdominis and Lumbar Multifidus in Various Positions, PMR, 2016 Apr; 8(4):340-347.



6. McMeeken JM, Beith ID, Newham DJ, Milligan P, Critchley DJ, The relationship between EMG and change in thickness of transversus abdominis, Clin Biomech (Bristol, Avon),2004 May;19(4):337-342.
7. Mew R, Comparison of changes in abdominal muscle thickness between standing and crook lying during active abdominal hollowing using ultrasound imaging, Man Ther,2009 Dec;14(6):690-695.
8. Reeve A, Dilley A, Effects of posture on the thickness of transversus abdominis in pain-free subjects, Man Ther, 2009 Dec; 14(6):679-684.
9. Snijders CJ, Slagter AH, van Strik R, Vleeming A, Stoeckart R, Stam HJ, Why leg crossing? The influence of common postures on abdominal muscle activity, Spine (PhilaPa1976), 1995 Sep15; 20(18):1989-1993.