

Autoreferat

Tomasz Halski

Załącznik nr 2a

Opole 2017

Spis treści

1. Imię i nazwisko.....	3
2. Posiadane dyplomy i stopnie naukowe.....	3
3. Informacje o dotychczasowym zatrudnieniu.....	3
4. Tytuł osiągnięcia naukowego wynikającego z art. 16 ust. 2 ustawy z dnia 14 marca 2003 r. stopniach naukowych i tytule naukowym oraz o stopniach i tytule w zakresie sztuki (Dz. U. nr 65,po2.595 ze zm.)	3
4.1. Wykaz publikacji będących osiągnięciem naukowym.....	4
4.2. Omówienie prac będących osiągnięciem naukowym	6
4.2.1. Wprowadzenie	6
4.2.2. Cel naukowy	14
4.2.3. Wyniki badań	15
4.2.4. Podsumowanie	29
5. Omówienie pozostałych osiągnięć naukowo- badawczych.....	31

1. Imię i Nazwisko

Tomasz Halski

2. Posiadane dyplomy, stopnie naukowe/ artystyczne – z podaniem nazwy, miejsca i roku ich uzyskania.

1985 – dyplom technika fizjoterapii, Medyczne Studium Zawodowe w Opolu

1991 – dyplom magistra rehabilitacji ruchowej, Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu

2001 – doktor nauk o kulturze fizycznej, Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, tytuł rozprawy doktorskiej: „Zastosowanie chronaksymetrii do oceny zmian poziomu progu pobudliwości nerwów i mięśni pod wpływem elektrostymulacji”

Dodatkowe kwalifikacje zawodowe:

2011 – szkolenie z zakresu terapii manualnej „Diagnostyka i techniki mobilizacji kręgosłupa lędźwiowego, stawów miednicy, kręgosłupa piersiowego i szyjnego”

3. Informacje o dotychczasowym zatrudnieniu w jednostkach naukowych/ artystycznych

1991 – 2001 - asystent w Katedrze Fizjoterapii Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu

1996 – 1997 – asystent w Instytucie Wychowania Fizycznego i Fizjoterapii Politechniki Opolskiej

2001 – 2001 – adiunkt w Katedrze Fizjoterapii Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu

2004 – 2015 – adiunkt w Katedrze Fizjoterapii Wałbrzyskiej Wyższej Szkoły Zarządzania i Przedsiębiorczości

2010 – 2015 – Kierownik Katedry Fizjoterapii Wałbrzyskiej Wyższej Szkoły Zarządzania i Przedsiębiorczości

2006 – 2016 – starszy wykładowca Instytut Fizjoterapii Państwowej Medycznej Wyższej Szkoły Zawodowej w Opolu

2006 – 2012 – Dyrektor Instytutu Fizjoterapii Państwowej Medycznej Wyższej Szkoły Zawodowej w Opolu

2012 – 2016 – Rektor Państwowej Medycznej Wyższej Szkoły Zawodowej w Opolu

2016 – 2020 (zakończenie II kadencji) - Rektor Państwowej Medycznej Wyższej Szkoły Zawodowej w Opolu

2016 do nadal – adiunkt Wydział Fizjoterapii Państwowej Medycznej Wyższej Szkoły Zawodowej w Opolu

4. Tytuł osiągnięcia naukowego

Wynikającego z art. 16 ust. 2 ustawy z dnia 14 marca 2003r. o stopniach i tytule naukowym oraz stopniach i tytule w zakresie sztuki (Dz. U. nr 65, poz. 595 ze zm.)

Jako osiągnięcie naukowe wskazuję cykl 6 publikacji pt.:

Zmiany aktywności bioelektrycznej mięśni poprzecznie prążkowanych pod wpływem wybranych czynników stosowanych w fizjoterapii.

Stanowią one monotematyczny cykl prac naukowych opublikowanych po uzyskaniu stopnia doktora. We wszystkich pracach miałem decydujący wkład na każdym etapie ich powstawania i pisania (w tworzeniu koncepcji, przeprowadzaniu badań, analizie wyników i dyskusji oraz pisaniu artykułów).

4.1. Wykaz publikacji będących osiągnięciem naukowym

P1. Tytuł: *Kinesiology taping does not modify electromyographic activity or muscle flexibility of quadriceps femoris muscle: a randomized placebo-controlled pilot study in healthy volleyball players.*

Autorzy: **Halski Tomasz**, Dymarek Robert, Ptaszkowski Kuba, Słupska Lucyna, Rajfur Katarzyna, Rajfur Joanna, Pasternok Małgorzata, Smykla Agnieszka, Taradaj Jakub

Czasopismo: Medical Science Monitor. 2015; 21.:2232-2239

IF 1,405; Ranking MNiSW: 15,000; ilość cytowań: 2 (Web of Science)

P2. Tytuł: *Short-Term Effects of Kinesio Taping and Cross Taping Application in the Treatment of Latent Upper Trapezius Trigger Points: A Prospective, Single-Blind, Randomized, Sham-Controlled Trial*

Autorzy: **Halski Tomasz**, Ptaszkowski Kuba, Słupska Lucyna, Paprocka-Borowicz Małgorzata, Dymarek Robert, Taradaj Jakub, Bidzińska Gabriela, Marczyński Daniel, Cynarska Aleksandra, Rosińczuk Joanna

Czasopismo: Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine 2015; 2015 art. ID 191925 [9 s.]

IF=1,931; Ranking MNiSW=30; ilość cytowań: 1 (Web of Science)

P3. Tytuł: *The evaluation of bioelectrical activity of pelvic floor muscles depending on probe location: A pilot study*

Autorzy: **Halski Tomasz**, Ptaszkowski Kuba, Słupska Lucyna, Dymarek Robert

Czasopismo: BioMed Research International. (Journal of Biomedicine and Biotechnology). 2013 vol.2013 article ID 238312; DOI: 10.1155/2013/238312

IF=2,706; MNiSW=30; ilość cytowań:5 (Web of Science)

P4. Tytuł: *Evaluation of bioelectrical activity of pelvic floor muscles and synergistic muscles depending on orientation of pelvis in menopausal women with symptoms of stress urinary incontinence: A preliminary observational study*

Autorzy: **Halski Tomasz**, Słupska Lucyna, Dymarek Robert, Bartnicki Janusz, Halska Urszula, Król Agata, Paprocka-Borowicz Małgorzata, Dembowski Janusz, Zdrojowy Romuald, Ptaszkowski Kuba

Czasopismo: BioMed Research International. (Journal of Biomedicine and Biotechnology). 2014
vol.2014 article ID 274938; DOI: 10.1155/2014/274938

IF=1,579; MNiSW=30; ilość cytowań:6 (Web of Science),

P5. Tytuł: *Relationship between lower limb position and pelvic floor muscles surface electromyography activity in menopausal women: a prospective observational study.*

Autorzy: **Halski Tomasz**, Ptazkowski Kuba, Słupska Lucyna, Dymarek Robert, Paprocka-Borowicz Małgorzata

Czasopismo: Clinical Interventions In Aging 2017;12:75-83; DOI: 10.2174/CIA.S121467

IF=2,133; MNiSW=20

P6. Tytuł: *Electromyographic Analysis of the hip Extension Pattern in Visually Impaired Athlete.*

Autorzy: **Halski Tomasz**, Żmijewski Piotr, Ciężczyk Paweł, Nowak Barbara, Ptazkowski Kuba, Słupska Lucyna, Dymarek Robert, Taradaj Jakub

Czasopismo: Journal of Human Kinetics 2015; 48: 53-61; DOI: 10.1515/hukin-2015-0091

IF=0,770; MNiSW=15

Sumaryczna punktacja publikacji będących osiągnięciem naukowym wyniosła:

IF=10,524; MNiSW=140

Oświadczenia współautorów dotyczące ich wkładu w powstanie powyższych prac zostały umieszczone w **Załączniku nr 3**

Oświadczenia Habilitanta dotyczące jego wkładu w powstanie powyższych prac zostały umieszczone w **Załączniku nr 4**

4.2. Omówienie prac będących osiągnięciem naukowym

Zmiany aktywności bioelektrycznej mięśni poprzecznie prążkowanych pod wpływem wybranych czynników stosowanych w fizjoterapii.

4.2.1. Wprowadzenie

Jednym z głównych zadań fizjoterapii w procesie leczenia wielu schorzeń jest regulacja napięcia mięśniowego. Fizjoterapeuta zwraca uwagę na wielkość napięcia mięśniowego zarówno podczas diagnostyki funkcjonalnej jak i w trakcie terapii pacjenta. Napięcie spastyczne lub wiotkie mięśnia to przykłady obrazu klinicznego uszkodzenia lub chorób układu nerwowo-mięśniowego. Przykładami czynników mających wpływ na napięcie mięśniowe są przede wszystkim czynniki fizyczne, takie jak temperatura, impuls elektryczny o określonych parametrach czy fala ultradźwiękowa. Opracowane zostały metody fizjoterapeutyczne, które stosowane w terapii niektórych schorzeń mają w sposób zamierzony wpływać na zmianę napięcia mięśniowego. U pacjentów po udarze mózgu w celu zmniejszenia napięcia spastycznego stosuje się takie czynniki jak termoterapię, ultradźwięki, falę uderzeniową, wibrację, elektrostymulację oraz różne metody i techniki fizjoterapeutyczne jak metodę PNF, Bobath czy różne formy masażu [1,2].

Jednak w przypadku niektórych czynników oraz metod stosowanych w fizjoterapii ich rzeczywisty wpływ na napięcie mięśniowe nie został dotychczas zweryfikowany badaniami naukowymi przeprowadzonymi zgodnie z zasadami medycyny opartej na faktach (Evidence Based Medicine – EBM). Przykładem może być metoda Kinesio Taping (KT), która jako forma terapii stosowana jest od kilkudziesięciu lat, ale pod względem skuteczności terapeutycznej podlega naukowej weryfikacji dopiero od lat kilkunastu. Mimo że Dr Kenzo Kase opracował tę metodę już ponad 40 lat temu, randomizowane badania zaczęto wykonywać dopiero po roku 2000 [3]. W publikacjach dotyczących tej metody wielu autorów podkreśla, że KT wpływa na relaksację powięzi i mięśni, na usprawnienie krążenia limfatycznego oraz na wzmocnienie tkanek miękkich [4]. W efekcie terapeuci stosują tę metodę w profilaktyce i terapii urazów sportowych, leczeniu bólu, zwiększeniu zakresu ruchomości w stawach oraz poprawy siły mięśniowej [5]. Inne doniesienia wskazują na przydatność tej metody w redukcji bólu w chorobie zwyrodnieniowej stawów, zespole rzepekowo-udowym i innych zaburzeń tkanek miękkich [6,7]. Podkreśla się też oddziaływanie na układ nerwowy, a w szczególności na proprioceptory. KT ma wpływ na napięcie mięśniowe, poprawia koordynację ruchową poprzez wzmacnianie agonistów w stosunku do antagonistów, zwiększa koordynację wewnątrzstawową, normalizuje postawę statyczną i dynamiczną i redukuje ból powodowany ruchem [8].

Analiza publikacji naukowych oceniających wpływu KT na organizm człowieka wskazuje na wiele kontrowersji dotyczących efektywności terapeutycznej tej metody. Przykładem przeciwstawnych ocen, co

do skuteczności terapeutycznej taśm KT są wyniki badań dotyczących zastosowania ich w terapii przeciwobrzękowej u kobiet po mastektomii. I tak, nierandomizowane badania bez grupy kontrolnej wskazują na wpływ taśm KT na redukcję zastojów chłonki przyczyniając się do zmniejszenia obrzęku limfatycznego [4]. Inny przykład to badania porównujące efektywność terapeutyczną w redukcji obrzęków pomiędzy taśmami KT, a bandażem o krótkim naciągu stosowanym w kompresjoterapii. Wyniki tych badań wskazały na taką samą skuteczność obu technik [9]. Z drugiej strony dwa badania randomizowane z grupą kontrolną, których jestem współautorem, wykazały, że KT nie jest efektywną metodą w redukcji obrzęku limfatycznego II oraz III stopnia i nie powinien być stosowany w zastępstwie standardowego bandażowania [10,11].

Niską skuteczność terapeutyczną podkreślają również i inne badania oceniające efekty KT w praktyce klinicznej. W metaanalizie Parreira i wsp. [12], w której analizowano zastosowanie KT w określonych schorzeniach wykazano, że za pomocą taśm KT nie uzyskiwano większych zmian w redukcji odczuwania bólu, niepełnosprawności, jakości życia oraz czasu powrotu do pracy niż dzięki innym formom fizjoterapii czy efektowi placebo. W przypadkach, kiedy KT było skuteczniejsze, różnica na korzyść KT była niewielka lub badanie charakteryzowało się małą wiarygodnością.

W badaniach dotyczących zastosowania KT u sportowców i osób aktywnych fizycznie zaznacza się, że taśma KT może mieć nieznaczący, korzystny wpływ na siłę mięśniową i zakres ruchomości szczególnie w okolicy urazu [13] i niewielki wpływ na ból czy propriocepcję [8,14]

W kilku badaniach [15,16] o charakterze podstawowym podejmowano próby oceny wpływu różnych taśm stosowanych w sporcie i rehabilitacji (między innymi taśm KT) na pobudliwość mięśni z użyciem metody elektromiografii. Wyniki jednego z pierwszych badań [15] dotyczące wpływu taśmy na pobudliwość mięśni wskazały, że w przypadku poprzecznej do przebiegu włókien mięśniowych aplikacji taśmy elastycznej uzyskano obniżenie aktywności bioelektrycznej mięśnia. Cools i wsp. w 2002 roku opublikowali wyniki badań, w których oceniono wpływ taśmy wspomagającej stabilizację łopatki na aktywność bioelektryczną mięśni rotatorów łopatki [16]. Badanie wykonano na 20 zdrowych osobach. Pomiar dokonywano podczas ruchu odwodzenia i zgięcia kończyny górnej bez oporu i z oporem w dwóch cyklach z taśmą i bez. Wszystkie wyniki pomiarów wskazały na brak wpływu taśmy na aktywność bioelektryczną testowanych mięśni. Z kolei badania Alexander i wsp. [17] dotyczące zmian aktywności bioelektrycznej (określanej za pomocą wielkości amplitudy odruchu H) mięśnia czworobocznego za pomocą aplikacji wzdłuż włókien mięśniowych udowodniły spadek jego pobudliwości. W kolejnych badaniach Alexander i wsp. [18] wykazali, że aktywność bioelektryczna mięśnia trójgłowego łydki, podobnie jak czworobocznego, spada, jeśli taśma jest przyklejona wzdłuż włókien mięśniowych. Natomiast, jeśli aplikacja taśmy była poprzecznie w stosunku do włókien mięśniowych to nie dochodziło do żadnych zmian pobudliwości.

Kolejne dwa czynniki, których wpływ na napięcie mięśniowe oceniałem, związane są z ogólnie pojętą fizjoterapią nietrzymania moczu. W roku 2004 we współpracy z zespołem urologów z oddziału Urologii Szpitala Kolejowego we Wrocławiu rozpocząłem terapię inkontynencji u kobiet z wysiłkowym

nietrzymaniem moczu oraz u mężczyzn po zabiegu prostatektomii. W roku 2008 w ramach przyznanego mi grantu (uchwała nr 1832/2008 „Małe Granty dla Uczelni Województwa Opolskiego na zadania dydaktyczno-naukowe”) przeprowadziłem między innymi badania wstępne dotyczące skuteczności biofeedbacku i elektrostymulacji w leczeniu NTM u pacjentów po prostatektomii. Uzyskane wyniki wskazywały, że połączenie tych metod daje dobre efekty kliniczne [19]. Jednak w literaturze dotyczącej terapii NTM u kobiet i mężczyzn można znaleźć zarówno doniesienia wskazujące na skuteczność elektroterapii w leczeniu NTM [20,21], jak i na jej brak [22,23].

Wydaje się, że jednym z najważniejszych problemów badawczych i diagnostyczno-terapeutycznych dotyczących oceny skuteczności fizjoterapii w leczeniu NTM są różne metody pomiarowe oraz sposoby wykonywania tych pomiarów.

Klasyczna diagnostyka urologiczna opiera się na badaniach urodynamicznych [24]. Jednak analiza bibliografii dotyczącej fizjoterapii NTM wskazuje, że najczęściej stosowanymi pomiarami diagnostycznymi są: subiektywna ocena pacjenta, test podpaskowy, dzienniczek mikcji, testy jakości życia, ocena palpacyjna, ultrasonografia, perineometria oraz elektromiografia [24-29]. Trzy ostatnie metody są metodami obiektywnymi. Jednak ultrasonografia w przypadku diagnostyki funkcjonalnej NTM jest metodą trudną do wykonania dla fizjoterapeuty, a interpretowanie uzyskanych wyników wymaga dużego doświadczenia medycznego [30]. Z kolei za pomocą perineometru mierzymy wartość ciśnienia w pochwie, które jest zależne od siły skurczu mięśni dna miednicy, jednak duży wpływ na jego wartości ma również ciśnienie brzuszne [31]. Zaburza to w znaczny sposób obraz stanu funkcjonalnego mięśni dna miednicy (MDM). Trzecią, najczęściej stosowaną w ostatnich latach metodą do obiektywnej oceny czynnościowej MDM jest powierzchniowa elektromiografia (sEMG). Do pomiarów stosuje się specjalne elektrody elektromiograficzne endowaginalne lub doodbytnicze [32-37]. Niektóre badania wskazują, że grupę mięśni dna miednicy podczas badania sEMG można traktować pod względem funkcji jako jeden mięsień [38,39]. Prawdopodobnie takie założenie pozwoliło na duże zróżnicowanie pod względem wielkości i kształtu elektrod endowaginalnych służących do pomiarów elektromiograficznych oraz sond endowaginalnych stosowanych w perineometrach. W kilku badaniach wykazano jednak różnice pomiędzy wartościami amplitud sygnałów EMG uzyskanych podczas pomiarów aktywności bioelektrycznej MDM w zależności od typu elektrody endowaginalnej [33,40]. Autorzy innych publikacji podkreślają, że dostępne na rynku elektrody różnią się między sobą kształtem, wielkością, ułożeniem płytek rejestracyjnych, co wręcz uniemożliwia porównywanie wyników badań [33,41,42]. W związku z tym istnieje konieczność oceny wiarygodności pomiarów elektromiograficznych za pomocą elektrod endowaginalnych.

Drugim czynnikiem mogącym w dużym stopniu wpływać na wyniki pomiarów elektromiograficznych mięśni dna miednicy (MDM) z użyciem elektrod dopochwowych jest pozycja ciała osoby badanej. W terapii NTM (głównie elektroterapii i biofeedback EMG) oraz w badaniach naukowych dotyczących pomiarów napięcia MDM najczęściej stosowane są pozycje leżenie tyłem lub półleżąca [43,44]. W literaturze można znaleźć tylko kilka badań, które porównują aktywność

bioelektryczną MDM w pozycji leżącej do aktywności w pozycji stojącej [45-47]. Badanie wpływu pozycji stojącej ciała na napięcie MDM wydaje się o tyle istotne, że większość kobiet z wysiłkowym nietrzymaniem moczu zgłasza dolegliwości głównie w tej pozycji. Ze względu na oddziaływanie siły grawitacji, ciśnienie wytwarzane przez organy jamy brzusznej w dużo większym stopniu zwiększa obciążenie MDM w pozycji stojącej niż w leżącej, co może powodować wzrost napięcia tych mięśni. Taki wpływ na MDM stwierdzono w badaniach u kobiet z użyciem perinometru, [45,46] oraz badaniach elektromiograficznych z użyciem elektrody endowaginalnej [47].

Więcej kontrowersji budzą wyniki uzyskiwane podczas pomiarów spoczynkowej aktywności bioelektrycznej MDM w pozycji stojącej w różnych ustawieniach miednicy. W swojej pracy Capson i wsp. [47] przedstawili wyniki badań, w których między innymi oceniali wpływ trzech różnych pozycji miednicy (neutralnej, w przodopochyleniu i tyłopochyleniu) na aktywność bioelektryczną MDM. Zaobserwowano, że amplituda EMG MDM w pozycji tyłopochylenia miednicy jest wyższa w porównaniu z amplitudą uzyskiwaną w pozostałych dwóch pozycjach. Z kolei w dwóch innych pracach Chen i wsp. [48] oraz Cerruto i wsp. [49] przedstawili wyniki wskazujące, że w przodopochyleniu miednicy rejestrowano wyższą amplitudę sygnału elektromiograficznego MDM niż w pozycji neutralnej czy tyłopochyleniu. Ustalenie w jakiej pozycji miednicy można uzyskać najwyższą aktywność bioelektryczną mięśni dna miednicy ma podstawowe znaczenie dla opracowania pozycji wyjściowej do ćwiczeń MDM w ramach terapii oraz profilaktyki nietrzymania moczu.

Innym czynnikiem odgrywającym ważną rolę w fizjoterapii schorzeń ortopedycznych i neurologicznych jest wzorzec ruchowy. Uważa się, że prawidłowy wzorzec ruchowy jest oparty na rekrutacji w odpowiedniej kolejności i z optymalną siłą poszczególnych mięśni podczas danego ruchu w stawie. Testy służące do oceny prawidłowości danego wzorca ruchowego mają znaczenie diagnostyczne. Przykładem testu takiego wzorca ruchowego jest test prostowania w stawie biodrowym (test prone hip extension – test PHE), który został przedstawiony przez Jandę [50,51]. Przeprowadzona przez niego analiza biomechaniczna wskazała, że mięsień pośladkowy wielki odpowiada za stabilizację miednicy podczas chodu [52,53], a nieprawidłowości w jego napięciu doprowadzają do przeciążenia stawów krzyżowo-biodrowych. Dlatego Janda początkowo twierdził, że w prawidłowym wzorcu PHE podczas wykonywania testu PHE ruch prostowania w stawie biodrowym inicjuje mięsień ipsilateralny pośladkowy wielki, następnie włączają się ipsilateralne mięśnie grupy tylnej uda, kontrlateralny prostownik grzbietu i na końcu ipsilateralny prostownik grzbietu [54]. Jednak w wyniku badań stwierdził, że pierwszym mięśniem u zdrowych osób włączającym się podczas wykonywania tego testu są mięśnie grupy tylnej uda. Kolejność włączania się pozostałych mięśni jest osobniczo zmienna [55].

Natomiast inni autorzy twierdzą na podstawie przeprowadzonych badań, że mięsień pośladkowy wielki jest rekrutowany jako ostatni, a kolejność rekrutacji pozostałych mięśni jest cechą indywidualną [52,56].

Dalsze badania wskazały na istotny wpływ wielu czynników na obraz tego wzorca [57,58,59]. Wykonanie manewru wciągania brzucha podczas wykonania testu PHE redukuje opóźnienie rekrutacji

mięśnia pośladkowego w stosunku do mięśni grupy tylnej uda [57]. Zgięcie kolana do 90° z odwiedzeniem uda powyżej 15° powoduje zmianę (w stosunku do pozycji zgięcia kolana 90° i odwiedzenia uda 0°) kolejności napinanych mięśni i pośladkowy wielki włącza się wcześniej niż grupa tylna uda [58]. Zgięcie w stawie kolanowym oraz odwiedzenie uda podczas wykonywania testu PHE mają również wpływ na wielkość amplitudy sygnałów EMG rejestrowanych z mięśni pośladkowym wielkim i grupy tylnej uda [58,59].

Powyższa analiza bibliograficzna problematyki badań dotyczących wpływu różnych czynników na aktywności bioelektrycznej mięśni poprzecznie-prążkowanych wskazuje na niewielką ilość prac oraz duże rozbieżności pomiędzy wynikami uzyskiwanymi w poszczególnych badaniach. Podkreśla konieczność prowadzenia dalszych badań.

1. Dymarek R, Taradaj J, Rosińczuk J. Extracorporeal Shock Wave Stimulation as Alternative Treatment Modality for Wrist and Fingers Spasticity in Poststroke Patients: A Prospective, Open-Label, Preliminary Clinical Trial. *Evid Based Complement Alternat Med.* 2016;2016:4648101. doi: 10.1155/2016/4648101. Epub 2016 Jul 18
2. Smania N, Picelli A, Munari D. et al. Rehabilitation procedures in the management of spasticity. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* 2010; 46(3): 423–438
3. Kase K, Wallis J, Kase T. Clinical therapeutic applications of the Kinesio taping method. Tokyo, Japan: Keni-kai Co., Ltd.; 2003
4. Lipińska A, Śliwiński Z, Kiebzak W, Senderek T, Kierenko J. Wpływ aplikacji kieszotapingu na obrzęk limfatyczny kończyny górnej u kobiet po mastektomii. *Fizjoterapia Polska* 2007; 3(4) vol.7: 258-269
5. González-Iglesias J, Fernández-de-las-Penas C, Cleland JA, Huijbregts P. Short-term effects of cervical kinesio taping on pain and cervical range of motion in patients with acute whiplash injury: a randomized clinical trial. *J Orthop SportsPhys Ther.* 2009; 39: 515–521
6. Bae Y. Change the myofascial pain and range of motion of the temporomandibular joint following Kinesio taping of latent myofascial trigger points in the sternocleidomastoid muscle. *J Phys Ther Sci* 2014; 26: 1321-1324
7. Callaghan MJ, Selfe J. Patellar taping for patellofemoral pain syndrome in adults. *Cochrane Database Syst Rev.* 2012; 4: CD006717
8. Williams S, Whatman C, Hume PA, Sheerin K. Kinesio taping in treatment and prevention of sport injuries. *Sport Medicine* 2012; 42(2): 153-164
9. Tsai HJ, Hung HC, Yang JL, Huang CS, Tsauo JY. Could Kinesio tape replace the bandage in decongestive lymphatic therapy for Breast-cancer-related lymphedema? A pilot study. *Supportive Care in Cancer* 2009; 11(17): 1353

10. Smykla A, Walewicz K, Trybulski L, **Halski T**, Kucharzewski M, Kucio C, Mikusek W, Klakla K, Taradaj J. Effect of Kinesiology Taping on Breast Cancer-Related Lymphedema: A Randomized Singl-Blind Controlled Pilot Study. *BioMed Research International*; 2013, Article ID 767106, <http://dx.doi.org/10.1155/2013/767106>
11. Taradaj J, **Halski T**, Rosinczuk J, Dymarek R, Laurowski A, Smykla A. The influence of Kinesiology Taping on the volume of lymphoedema and manual dexterity of the upper limb in women after breast cancer treatment. *European Journal of Cancer Care* 2015; 24(3): 1-14
12. Parreira PdoCS, Costa LdaCM, Hespanhol Junior LC, Lopes AD, Costa LOP. Current evidence does not support the use of Kinesio Taping in clinical practice: a systematic review. *Journal of Physiotherapy* 2014; 60: 31–39
13. Csapo R, Alegre LM. Effects of Kinesio taping on skeletal muscle strength—A meta-analysis of current evidence. *Journal of Science and Medicine in Sport* 2015; 18: 450–456
14. Montalvo AM, Cara EL, Myer GD. Effect of kinesiology taping on pain in individuals with musculoskeletal injuries: systematic review and meta-analysis. *The Physician and Sportsmedicine* 2014; 42(2): 48-57
15. Tobin S, Robinson G. The effect of McConnell’s vastus lateralis inhibition taping technique on vastus lateralis and vastus medialis obliquus activity. *Physiotherapy* 2000; 86(4): 173-183
16. Cools AM, Witvrouw EE, Danneels LA, Cambier DC. Does taping influence electromyographic muscle activity in the scapular rotators in healthy shoulders? *Man Ther*, 2002; 7: 154–62
17. Alexander CM, Stynes S, Thomas A, Lewis J, Harrison PJ. Does tape facilitate or inhibit the lower fibres of trapezius? *Man Ther* 2003;8:37–41
18. Alexander CM, McMullan M, Harrison PJ. What is the effect of taping along or across a muscle on motoneurone excitability? A study using Triceps Surae. *Man Ther* 2008; 13(1):57-62
19. **Halski T**, Halska U, Kmiecik R, Jabłońska Z, Steciwko A. Zastosowanie elektrostymulacji i elektrostymulacji pod kontrolą elektromiografii (metoda ETS) w terapii nietrzymania moczu po prostatektomii. *Family Medicine & Primary Care Review*. 2008;3:433-435
20. Hoffmann W, Liedke S, Dombo O, Otto U. Electrostimulation in therapy of postoperative urinary incontinence. Therapeutic value for quality of life. *Urologe A*. 2005 Jan;44(1):33-40
21. Wang AC, Wang YY, Chen MC. Single-blind, randomized trial of pelvic floor muscle training, biofeedback-assisted pelvic floor muscle training, and electrical stimulation in the management of overactive bladder. *Urology*. 2004 Jan;63(1):61-6
22. Goode PS, Burgio KL, Johnson TM 2nd, Clay OJ, Roth DL, Markland AD, Burkhardt JH, Issa MM, Lloyd LK. Behavioral therapy with or without biofeedback and pelvic floor electrical stimulation for persistent postprostatectomy incontinence: a randomized controlled trial. *JAMA*. 2011 Jan 12;305(2):151-9

23. Bø K, Talseth T, Holme I. Single blind, randomised controlled trial of pelvic floor exercises, electrical stimulation, vaginal cones, and no treatment in management of genuine stress incontinence in women. *BMJ*. 1999 Feb 20;318(7182):487-93
24. Bø K, Sherburn M. Evaluation of female pelvic-floor muscle function and strength. *Phys Ther* 2005;85:269–82
25. Szwedowski M, Szwedowska E. Przydatność badań urodynamicznych w diagnostyce i leczeniu nietrzymania moczu u kobiet. *Przegląd Urologiczny* 2014/4 (86): 28-33
26. Bø K, Finckenhagen HB. Vaginal palpation of pelvic floor muscle strength: Intertest reproducibility and comparison between palpation and vaginal squeeze pressure. *Acta Obstet.Gynecol. Scand*. 2001, 80(10):883–887
27. Rekomendacje Polskiego Towarzystwa Ginekologicznego w sprawie diagnostyki i leczenia nietrzymania moczu u kobiet. *Prz Menopauz* 2005; 5: 8-15
28. Devreese A, Staes F, De Weerd W et al., Clinical evaluation of pelvic floor muscle function in continent and incontinent women, *Neurourology and Urodynamics*. 2004 vol. 23, no. 3: 190–197
29. Botelho S, Pereira LC, Marques J, Lanza AH, Amorim CF, Palma P, Riccetto C. Is there correlation between electromyography and digital palpation as means of measuring pelvic floor muscle contractility in nulliparous, pregnant, and postpartum women? *Neurourology and Urodynamics* 2013, 32:420–423
30. Peng Q, Jones RC, Constantinou CE. 2D ultrasound image processing in identifying responses of urogenital structures to pelvic floor muscle activity. *Annals of Biomedical Engineering*, 2006, 34,3: 477–493
31. Bø K, Raastad R, Finckenhagen HB. Does the size of the vaginal probe affect measurement of pelvic floor muscle strength? *Acta Obstet Gynecol Scand* 2005; 84: 129--133
32. Madill SJ, McLean L. Quantification of abdominal and pelvic floor muscle synergies in response to voluntary pelvic floor muscle contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 2008;18:955–64
33. Auchincloss CC, McLean L. The reliability of surface EMG recorded from the pelvic floor muscles. *J Neurosci Methods* 2009;182:85–96
34. Aukee P, Immonen P, Penttinen J, et al. Increase in pelvic floor muscle activity after 12 weeks' training: A randomized prospective pilot study. *Urology* 2002;60:1020–3
35. Aukee P, Penttinen J, Airaksinen O. The effect of aging on the electromyographic activity of pelvic floor muscles. A comparative study among stress incontinent patients and asymptomatic women. *Maturitas* 2003;44:253–7
36. Sapsford RR, Hodges PW, Richardson CA, et al. Co-activation of the abdominal and pelvic floor muscles during voluntary exercises. *Neurourol Urodyn* 2001;20:31–42
37. Enck P, Vodusek DB. Electromyography of pelvic floor muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2006; 16(6): 568–577

38. Shafik A. A new concept of the anatomy of the anal sphincter mechanism and the physiology of defecation: mass contraction of the pelvic floor muscles. *International Urogynecology Journal and Pelvic Floor Dysfunction*, 1998; 9(1): 28–32
39. Constantinou E, Hvistendahl G, Ryhammer A, Nagel LL, Djurhuus C. Determining the displacement of the pelvic floor and pelvic organs during voluntary contractions using magnetic resonance imaging in younger and older women. *BJU International*, 2002; 90(4): 408–414
40. Keshwani N, McLean L. State of the Art Review: Intravaginal probes for recording electromyography from the pelvic floor muscles. *Neurourology and Urodynamics*, 2015; 34:104–112
41. Keshwani N, McLean L. Development of a differential suction electrode for improved intravaginal recordings of pelvic floor muscle activity: reliability and motion artifact assessment. *Neurourology and Urodynamics* 2012; 31:1272–1278
42. Voorham-van der Zalm PJ, Voorham JC, Tine van den Bos WL, Ouwerkerk TJ, Putter H, Wasser MN, Webb A, DeRuiter MC, Pelger RC. Reliability and differentiation of pelvic floor muscle electromyography measurements in healthy volunteers using a new device: the multiple array probe leiden (MAPLe) *Neurourology and Urodynamics* 2013; 32:341–348
43. Bø K, Finckenhagen HB. Vaginal palpation of pelvic floor muscle strength: inter-test reproducibility and the comparison between palpation and vaginal squeeze pressure. *Acta Obstet Gynecol Scand* 2001; 80: 883–7
44. Dietz H, Jarvis S, Vancaillie T. The assessment of levator muscle strength: a validation of three ultrasound techniques. *Int Urogynecol J* 2002; 13: 156–9
45. Bø K, Finckenhagen HB. Is there any difference in measurement of pelvic floor muscle strength in supine and standing position? *Acta Obstet Gynecol Scand* 2003; 82: 1120-1124
46. Frawley HC, Galea MP, Phillips BA, Sherburn M, Bø K. Reliability of pelvic floor muscle strength assessment using different test positions and tools. *Neurourology and Urodynamics* 2006;25:236:242
47. Capson AC, Nashed J, Mclean L. The role of lumbopelvic posture in pelvic floor muscle activation in continent women. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2011; 21: 166–177
48. Chen CH, Huang MH, Chen TW, Weng MC, Lee CL, Wang GJ. Relationship between ankle position and pelvic floor muscle activity in female stress urinary incontinence. *Urology* 2005; 66(2): 288–292
49. Cerruto MA, Vedovi E, Mantovani W, Dalla Riva S, Rossi S, Curi P, Ruggera L, Zattoni F. The effect ankle inclination in upright position on the electromyographic activity of pelvic floor muscles in women with stress urinary incontinence. *European Urology Supplements* 2007; 6(2): 102
50. Jull GA, Janda V. Muscle and motor in low back pain: assessment and management. In: Twomey IT, Taylor JR, editors. *Physical Therapy of Low Back*. New York: Churchill Livingstone; 1987:253-78

51. Janda V, Frank C, Liebenson C. Evaluation of muscular imbalance. In: Liebenson C, editor. Rehabilitation of the spine: A practitioner's manual. Baltimore, USA: Lippincott Williams & Wilkins; 1996
52. Lehman GJ, Lennon D, Tresidder B, Rayfield B, Poschar M. Muscle recruitment patterns during the prone leg extension. BMC Musculoskeletal Disorders 2004; 5:3; DOI: 10.1186/1471-2474-5-3
53. Kwon YJ, Lee HO. How different knee flexion angles influence the hip extensor in the prone position. J.Phys.Ther.Sci. 2013; 25:1295-7
54. Janda V. Muscle spasm – a proposed procedure for differential diagnosis. Journal of Manual Medicine 1991, 6(4):136-139
55. Bullock-Saxton JE, Janda V, Bullock MI. The influence of ankle sprain injury on muscle activation during hip extension. Int J Sports Med 1994; 15(6):330-4
56. Sakamoto A et al: Muscular activation patterns during active prone hip extension exercises. Journal of Electromyography and Kinesiology 2007; 19(1): 105 – 112
57. Chance-Larsen K, Littlewood C, Garth A. Prone hip extension with lower abdominal hollowing improves the relative timing of gluteus maximus activation in relation to biceps femoris. Manual Therapy 2010; 15: 61–65
58. Kang S-Y, Jeon H-S, Kwon O, Cynn H, Choi B. Activation of the gluteus maximus and hamstring muscles during prone hip extension with knee flexion in three hip abduction positions Manual Therapy 2013; 18: 303-307
59. Kwon Y-J, Lee H-O: How Different Knee Flexion Angles Influence the Hip Extensor in the Prone Position. J Phys Ther Sci 2013; 26: 1295-1297

4.2.2.Cel naukowy

Głównym celem naukowym zaprezentowanym w moim cyklu prac naukowych będącym przedmiotem osiągnięcia naukowego [P1-P6] była ocena wpływu wybranych czynników stosowanych w fizjoterapii na bioelektryczną aktywność mięśni poprzecznie prążkowanych.

W pierwszych dwóch pracach przedstawiłem wyniki badań dotyczących wpływu taśm Kinesio Taping na zmiany aktywności bioelektrycznej mięśni kończyny dolnej [P1] i tułowia [P2].

W następnej pracy oceniłem wpływ lokalizacji płytek rejestracyjnych elektrody endowaginalnej względem mięśni dna miednicy (MDM) na wielkość amplitudy sygnału elektromiograficznego rejestrowanego podczas pomiarów stosowanych w diagnostyce MDM [P3].

Zajmowałem się również określeniem zależności pomiędzy ustawieniem miednicy w pozycji stojącej a aktywnością bioelektryczną MDM i mięśni synergistycznych [P4]. Kolejnym czynnikiem, którego wpływ na aktywność bioelektryczną MDM oceniałem, było ułożenie kończyn dolnych podczas pomiarów stosowanych w diagnostyce MDM w pozycji leżenia tyłem [P5].

W ostatnim artykule cyklu [P6] badałem wpływ rodzaju pozycji do ćwiczeń stosowanych w kinezyterapii na aktywność bioelektryczną mięśni pośladkowego wielkiego i mięśni grupy tylnej uda podczas ruchu wyprostu w stawie biodrowym. Badanymi pozycjami były pozycje leżenia przodem i w odciążeniu.

W celu obiektywizacji pomiarów do wszystkich badań opisanych w cyklu prac naukowych użyłem metodę elektromiografii powierzchniowej (sEMG), przestrzegając wytyczne i zalecenia międzynarodowych organizacji zajmujących się wykorzystaniem tej metody oceny w praktyce: SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) oraz ISEK (International Society Electrophysiology and Kinesiology).

4.2.3. Wyniki badań

P1. Kinesiology taping does not modify electromyographic activity or muscle flexibility of quadriceps femoris muscle: a randomized placebo-controlled pilot study in healthy volleyball players.

Celem badań była ocena wpływu aplikacji taśmy Kinesio Taping w porównaniu do aplikacji nierozciągliwej taśmy na aktywność bioelektryczną i elastyczność mięśnia czworogłowego uda u zdrowych siatkarzy. Uczestników po zakwalifikowaniu do badania przydzielono do jednej z dwóch grup badanych zgodnie z zasadą randomizacji: 12 osób do grupy „kinesiology taping (KT)” i 10 osób do grupy kontrolnej „placebo taping (PT)”. W grupie KT przyklejono taśmy Kinesio Taping nad maksymalnie rozciągniętym mięśniem prostym uda zgodnie z tzw. techniką mięśniową zstępującą. Według założeń metody Kinesio Taping taka technika powinna zwiększyć aktywność bioelektryczną i elastyczność mięśnia czworogłowego uda. Taką też postawiono hipotezę badawczą. W grupie PT przyklejono nierozciągliwą taśmę (uniwersalny przyłepiec tkaninowy Polovis Plus) na skórze w tym samym miejscu co w grupie KT nad mięśniem prostym uda w pozycji maksymalnego rozluźnienia mięśnia. Pozwalało to na zminimalizowanie wpływu zarówno taśmy, jak i samego maksymalnego rozciągnięcia mięśnia na wartość amplitudy EMG badanego mięśnia. W obu grupach aplikacja taśm trwała 24h. Pomiarów amplitudy aktywności bioelektrycznej spoczynkowej mięśnia czworogłowego uda dokonano bezpośrednio przed i po aplikacji. Sygnały EMG zapisywane podczas tych pomiarów rejestrowano z mięśni obszernego przysródkowego i bocznego uda oraz mięśnia prostego uda. Dodatkowo wykonano pomiary sygnałów EMG (pomiarów funkcjonalnej aktywności bioelektrycznej) z mięśnia prostego uda podczas ruchu prostowania stawu kolanowego z oporem z zastosowaniem przyściennnej kolumny do ćwiczeń oporowych. W trakcie tego pomiaru badany siedział tyłem do kolumny na krześle z oparciem z ustabilizowanym tułowiem, miednicą oraz udem po stronie nietestowanej. Opór przyłożony nad stawem skokowym wynosił 10% masy badanego. Ruch prostowania w stawie kolanowym był wykonywany w zakresie od zgięcia 90⁰ do pełnego wyprostu. Zmiany elastyczności mięśnia czworogłowego uda, głównie mięśnia prostego uda, mierzono za pomocą testu Duncan-Ely (DET).

Wyniki pomiarów aktywności bioelektrycznej spoczynkowej dokonanych we wszystkich trzech miejscach (z mięśnia obszerneho przyśrodkowego uda, bocznego uda i prostego uda) wskazały na brak różnic na poziomie istotności statystycznej pomiędzy pomiarami przed i po 24 godzinnej aplikacji taśm uzyskanymi w grupie KT i PT. Również pomiędzy wynikami grupy KT a grupy PT nie było różnic istotnie statystycznych. Pomiary funkcjonalnej aktywności bioelektrycznej mięśnia prostego uda także nie wykazały różnic na poziomie istotnie statystycznie zarówno pomiędzy wynikami przed i po aplikacji taśm w grupie KT i PT, jak i pomiędzy grupami KT i PT. Dodatkowo wyniki testu DET nie wykazały istotne statystycznie zmian elastyczności mięśnia prostego uda pod wpływem 24 godzinnej aplikacji taśm zastosowany w obu grupach.

Przeprowadzone badanie wskazuje, że 24 godzinna aplikacja taśmy Kinesio Taping nie ma wpływu na aktywność bioelektryczną mięśni oraz ich elastyczność u zdrowych siatkarzy. Znajduje to potwierdzenie w badaniach Cai i wsp. [1.P1], w których oceniono zmiany aktywności bioelektrycznej mięśni nadgarstka pod wpływem dwóch technik aplikacji taśm Kinesio Taping - pobudzającej i hamującej. Żaden rodzaj z zastosowanych technik aplikacji nie spowodował zmian w amplitudach EMG. Podobne wyniki uzyskał Lins [2.P1], który w swoich badaniach wskazał, że jednoczesna aplikacja taśm Kinesio Taping na mięśnie proste, boczny i obszerne przyśrodkowy uda nie ma wpływu na aktywność bioelektryczną mięśnia obszerneho przyśrodkowego uda. Brak zmian aktywności bioelektrycznej i elastyczności mięśni pod wpływem taśmy Kinesio Taping, na które wskazują wyniki tego badania znajduje również potwierdzenie w obserwacjach Gomez-Soriano et al. [3.P1]. W badaniach tych wprawdzie zanotowano krótkotrwały wzrost amplitudy EMG mięśnia trójgłowego bezpośrednio po 10 minutowej aplikacji taśmy Kinesio Taping, ale po 24 godzinach amplituda EMG wróciła do wartości początkowych. Być może w dalszych badaniach należałoby poddać ocenie wpływ aplikacji taśm Kinesio Taping na mięśnie trwającej dłużej niż 24 godziny. Sugerują to wyniki wstępnych badań Słupik et al. [4.P1], podczas których zaobserwowano wzrost aktywności bioelektrycznej głowy przyśrodkowej mięśnia czworogłowego uda zarówno po 24, jak i po 72 godzinach stosowania aplikacji taśm Kinesio Taping. Należy jednak wyraźnie zaznaczyć, że w tych badaniach poddano analizie wyłącznie potencjały szczytowe uzyskiwane podczas skurczu mięśnia, bez analizy potencjałów spoczynkowych.

W świetle przedstawionych badań hipoteza o wpływie aplikacji taśmy Kinesio Taping na wzrost aktywności bioelektrycznej mięśni nie znalazła potwierdzenia. Pogląd wygłaszany przez wielu terapeutów o wpływie metody KT na funkcjonowanie mięśni u sportowców pod względem normalizacji napięcia czy o zwiększeniu zakresu ruchu nie znalazł potwierdzenia.

- 1.P1 Cai C, Au IP, An W, Cheung RT. Facilitatory and inhibitory effects of Kinesio tape: Fact or fad? J Sci Med Sport 2016; 19(2): 109-12
- 2.P1 Lins CA, Neto FL, Amorim AB, Macedo Lde B, Brasileiro JS. Kinesio Taping does not alter neuromuscular performance of femoral quadriceps or lower limb function in healthy subjects: randomized, blind, controlled, clinical trial. Man Ther. 2013 Feb;18(1):41-5

- 3.P1 Gómez-Soriano J, Abián-Vicén J, Aparicio-García C, Ruiz-Lázaro P, Simón-Martínez C, Bravo-Esteban E, Fernández-Rodríguez JM. The effects of Kinesio taping on muscle tone in healthy subjects: A double-blind, placebo-controlled crossover trial. *Manual Therapy* 2014; 19: 131-136
- 4.P1 Słupik A, Dwornik M, Białoszewski D, Zych E. Effect of Kinesio Taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. *Ortop Traumatol Rehabil* 2007; 9: 644-51

P2. Short-Term Effects of Kinesio Taping and Cross Taping Application in the Treatment of Latent Upper Trapezius Trigger Points: A Prospective, Single-Blind, Randomized, Sham-Controlled Trial

Głównym celem tego badania była ocena wpływu taśm Kinesio Taping (KT) i cross taping (CT) na spoczynkową aktywność bioelektryczną części górnej mięśnia czworobocznego u osób z utajonym bólem mięśniowo-powięziowym. Dodatkowo w badaniu tym określono wpływ KT i CT na poziom bólu w punktach spustowych mięśnia czworobocznego oraz na zmiany zakresu ruchomości w odcinku szyjnym kręgosłupa. Postawiono hipotezę badawczą, że taśmy KT i CT zmniejszą aktywność bioelektryczną części górnej mięśnia czworobocznego, dolegliwości bólowe w punktach spustowych tego mięśnia i zwiększą ruchomość w odcinku szyjnym kręgosłupa. Podstawowym kryterium włączenia do badań była obecność utajonego bólu mięśniowo-powięziowego. Ból ten występuje wyłącznie podczas badania, które polega na palpacyjnym ucisku przez terapeutę w mięśniowych punktach spustowych, w odróżnieniu od aktywnego bólu mięśniowo-powięziowego, który jest obecny w tych punktach nie tylko podczas badania, ale również w spoczynku, bez żadnej zewnętrznej ingerencji. Spośród 105 zrekrutowanych badanych po zastosowaniu kryteriów wykluczenia do badań ostatecznie zostało zakwalifikowanych 73, których przydzielono stosując randomizację do trzech grup. W grupie CT (24 badanych) zaaplikowano taśmy CT nad punktem spustowym mięśnia czworobocznego w części górnej. W drugiej grupie KT (25 badanych) 4 paski taśmy KT przyklejono w taki sposób, aby uzyskać kształt gwiazdy w tym samym miejscu co w grupie CT. Każdy pasek KT był rozciągnięty do 50% możliwego napięcia. Według teoretycznych podstaw metody KT uzyskiwano w ten sposób tzw. przestrzenną korekcję nad punktem spustowym. Pacjentom z trzeciej grupy, kontrolnej (24 badanych) przyklejono bez uprzedniego rozciągania 4 paski nierozciągliwej taśmy (uniwersalny przylepiec tkaninowy Polovis Plus) w taki sam sposób i w tym samym miejscu, co w grupie KT. Wszystkim pacjentom zaaplikowano właściwą taśmę na okres 72 godzin. Pomiary spoczynkowej aktywności bioelektrycznej mięśnia czworobocznego wykonano za pomocą elektromiografii powierzchniowej, poziom bólu określano za pomocą skali VAS, a zakres ruchomości kręgosłupa w odcinku szyjnym mierzono taśmą do pomiarów długości. Wszystkie te pomiary dokonywano bezpośrednio przed i po zastosowaniu odpowiedniej taśmy oraz po 24 godzinach po jej odklejeniu (follow up).

U pacjentów we wszystkich grupach zaobserwowano istotnie statystyczne zmniejszenie dolegliwości bólowych w badanym punkcie spustowym po 72 godzinnej aplikacji taśm. Największy spadek zanotowano w grupie KT. Dalsze zmniejszenie bólu zarejestrowano po kolejnych 24 godzinach.

Podobnie uległa zwiększeniu ruchomość kręgosłupa w odcinku szyjnym w zakresie ruchu zgięcia. Jeśli chodzi o pozostałe zakresy ruchomości to zwiększeniu uległ ruch zgięcia boczego w stronę lewą tylko w grupie KT. Porównanie wyników w zakresie aktywności bioelektrycznej, poziomu bólu i zakresów ruchomości między grupami wskazało tylko jedną istotnie statystycznie różnicę. W grupie KT uzyskano większy spadek (różnica istotnie statystyczna) dolegliwości bólowych bezpośrednio po 72 godzinnej aplikacji taśm w stosunku do grupy kontrolnej.

Przeciwbólowy efekt aplikacji taśm KT zaobserwowano w wielu badaniach. Bae [1.P2] stwierdził, że w przypadku zastosowania taśmy KT u pacjentów z utajonym bólem mięśniowo-powięziowym w obrębie mięśnia mostkowo-sutkowo-obojęzycznego zmniejszają się dolegliwości bólowe oraz zwiększa się zakres ruchomości w obrębie stawu skroniowo-żuchwowego. Niewielkie zmniejszenie dolegliwości bólowych pod wpływem taśm KT zaobserwowano u pacjentów z przewlekłym bólem dolnego odcinka kręgosłupa [2.P2]. Mechanizm działania przeciwbólowego taśmy KT nie jest do końca jasny. Wydaje się, że zgodnie z bramkową teorią bólu taśma KT na skutek bezpośredniego działania rozciągającego na skórę stymuluje impulsację czuciową, która poprzez hamowanie presynaptyczne bodźców nocycyptywnych zmniejsza ich oddziaływanie na centralny system nerwowy.

W zakresie analizy amplitud EMG uzyskane wyniki wskazują, że pomimo zmniejszenia odczuwania dolegliwości bólowych przez badanych, nie doszło do żadnych zmian spoczynkowej aktywności bioelektrycznej części górnej mięśnia czworobocznego zarówno po 72 godzinnej aplikacji, jak i po 24 godzinach po odklejeniu taśm. Badania Cools i wsp. [3.P2] oraz kolejne badania [4.P2] potwierdzają nasze obserwacje dotyczące braku zmian aktywności bioelektrycznej pod wpływem taśm KT. Wprawdzie Paoloni i wsp. [4.P2] zarejestrowali normalizację amplitud EMG mięśni przykręgosłupowych wraz z efektem przeciwbólowym po zaaplikowaniu taśm KT w obrębie odcinka lędźwiowego u pacjentów z bólami kręgosłupa, ale dotyczyła ona pomiarów EMG tych mięśni podczas ruchu zgięcia tułowia, a nie ich spoczynkowej aktywności bioelektrycznej.

Przedstawione wyniki pozwalają na sformułowanie wniosku, że stosowanie taśm KT nie wywołuje zmian w spoczynkowej amplitudzie EMG badanego mięśnia u pacjentów z utajonym bólem mięśniowo-powięziowym.

- 1.P2 Bae Y. Change the Myofascial Pain and Range of Motion of the Temporomandibular Joint Following Kinesio Taping of Latent Myofascial Trigger Points in the Sternocleidomastoid Muscle. *J Phys Ther Sci* 2014; 26: 1321-1324
- 2.P2 Castro-Sánchez AM, Lara-Palomo IC, Matarán-Peñarrocha GA, Fernández-Sánchez M, Sánchez-Labraca N, Arroyo-Morales M. Kinesio Taping reduces disability and pain slightly in chronic non-specific low back pain: a randomised trial. *J Physiother.* 2012; 58(2): 89-95.
- 3.P2 Cools AM, Witvrouw EE, Danneels LA, Cambier DC. Does taping influence electromyographic muscle activity in the scapular rotators in healthy shoulders? *Man Ther,* 2002; 7: 154-62

- 4.P2 Paoloni M, Bernetti A, Fratocchi G, Mangone M, Parrinello L, Del Pilar Cooper M, Sesto L, Di Sante L, Santilli V. Kinesio Taping applied to lumbar muscles influences clinical and electromyographic characteristics in chronic low back pain patients. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2011 Jun; 47(2):237-44

P3. The evaluation of bioelectrical activity of pelvic floor muscles depending on probe location: A pilot study.

Celem pracy było uzyskanie odpowiedzi na pytanie czy na wielkość amplitudy sygnału elektromiograficznego (EMG) uzyskiwanego podczas skurczu i napięcia spoczynkowego mięśni dna miednicy (MDM) ma wpływ głębokość dokonywanych pomiarów oraz orientacja (przód lub tył w stosunku do przedniej ściany pochwy) elektrody. Przyjęto hipotezę badawczą, że głębokość dokonywanych pomiarów sygnału EMG i orientacja elektrody EMG ma wpływ na wielkość amplitudy sygnału EMG.

Pomiary te były możliwe dzięki zastosowaniu elektrody endowaginalnej Optima 3. Elektroda ta składa się z trzech niezależnych, hemisferycznych płytek rejestracyjnych (oznaczonych A, B i C) ułożonych w jednej płaszczyźnie, co umożliwia rejestrowanie sygnałów EMG w danej płaszczyźnie z dwóch obwodów (pomiędzy płytką A i B oraz B i C). Podczas jednego cyklu badania były wykonywane pomiary sygnałów EMG podczas skurczu i napięcia spoczynkowego MDM w ułożeniu elektrody do przodu i do tyłu (orientacja płytek rejestracyjnych w stosunku do ściany przedniej pochwy). W tych dwóch położeniach elektrody mierzono aktywność bioelektryczną w dwóch obwodach, co pozwalało na rejestrację sygnałów EMG z dwóch warstw MDM, umownie nazwanych, głębokiej i płytkiej. Sygnały z warstwy głębokiej rejestrował obwód A-B, a z płytkiej B-C. W sumie u każdej badanej wykonano 8 pomiarów, po 4 dla skurczu i napięcia spoczynkowego MDM: L1 - „przód i obwód A-B”, L2 – „przód i obwód B-C”, L3 – „tył i obwód A-B” i L4 „tył i obwód B-C”. Do badań zgodnie z protokołem zostało ostatecznie zakwalifikowanych 20 młodych kobiet.

Największe średnie wartości amplitudy EMG podczas skurczu i napięcia spoczynkowego MDM zarejestrowano w ułożeniu elektrody L1, następnie w kolejności L3, L2 i najmniejsze L4. Jednak zaobserwowane różnice nie były istotne statystycznie z wyjątkiem różnicy średnich wartości amplitud EMG pomiędzy pomiarem L1 a L4 podczas rozluźnienia MDM.

Podobne wyniki uzyskaliśmy we wcześniej przeprowadzonym badaniu wstępnym, w którym wzięło udział 10 zdrowych, młodych kobiet [1.P3]. W badaniu użyto tej samej elektrody i wykonano pomiary z dwóch obwodów podczas skurczu oraz napięcia spoczynkowego, ale tylko w ułożeniu płytek rejestracyjnych do przodu. Wartości średnie amplitud sygnałów EMG zarejestrowane z warstwy głębokiej MDM były większe od pochodzących z warstwy płytkiej zarówno podczas skurczu jak i napięcia spoczynkowego. Różnice tych wartości były istotne statystycznie.

Poza tymi dwoma badaniami, przegląd literatury wskazał tylko na jeden artykuł, który przedstawiał badania dotyczące weryfikacji wiarygodności pomiarów sygnałów EMG w zależności od

umiejscowienia płytek rejestracyjnych w obrębie jednego typu elektrody endowaginalnej [2.P3]. Wyniki tych badań również wykazały, że większe wartości amplitudy sygnału EMG rejestrowano w warstwie głębokiej mięśni dna miednicy.

Pozostałe artykuły dotyczyły badań porównujących różne typy elektrod endowaginalnych. I tak jednym z pierwszych badań było badanie grupy fińskiej opublikowane w roku 2002 [3.P3]. W badaniu tym porównano ze sobą 4 różne elektrody. Wyniki wykazały wysoką korelację pomiędzy wartościami amplitud sygnałów EMG mięśni dna miednicy mierzonymi przez poszczególne elektrody i wskazały na bardzo dobrą zgodność uzyskanych wyników pomiarowych.

Autorzy innego badania opublikowanego w 2006 roku zweryfikowali ułożenie płytek rejestracyjnych elektrod endowaginalnych EMG w zależności od anatomicznych struktur dna miednicy [4.P3]. W badaniu użyto 5 najczęściej stosowanych elektrod do pomiarów sygnałów EMG i elektrostymulacji. Weryfikację położenia wykonano za pomocą pomiarów ultrasonograficznego (USG) i rezonansu magnetycznego (MRI). Stwierdzono, że płytki przewodzące każdej z elektrod były położone w różnych odległościach względem mięśnia łonowo-odbytniczego. Rozpiętość położenia tych płytek w stosunku do mięśnia łonowo-odbytniczego wahała się od 1 cm w kierunku końca dolnego pochwy do 6 cm w kierunku końca górnego pochwy. Tylko w przypadku jednej elektrody płytki przewodzące znajdowały się na wysokości mięśnia łonowo-odbytniczego. Według autorów badania, takie zróżnicowanie pomiędzy elektrodami endowaginalnymi jest prawdopodobnie przyczyną różniących się od siebie pomiarów aktywności bioelektrycznej oraz może mieć wpływ na jakość zabiegu elektrostymulacji mięśni dna miednicy.

Wprawdzie nie wszystkie uzyskane wyniki w moim badaniu wskazywały na różnice istotne statystycznie, to jednak można stwierdzić, że generalnie większe wartości amplitudy EMG rejestrowano w ułożeniu przednim elektrod w stosunku do przedniej ściany pochwy niż tylnym. Ta obserwacja znajduje potwierdzenie w badaniu Constantinou i Omata, w którym dokonali oni pomiaru rozkładu sił występujących podczas skurczu mięśni dna miednicy za pomocą specjalnie skonstruowanego czujnika [5.P3]. Czujnik ten umożliwiał rejestrację sił podczas skurczu MDM z powierzchni pochwy przedniej, tylnej, lewej i prawej. Wyniki tych badań wskazały, że podczas skurczu MDM największe wartości sił zarejestrowano na przedniej powierzchni pochwy.

Uzyskane wyniki wskazują, że dla celów diagnostycznych pomiar wartości amplitudy EMG podczas napięcia spoczynkowego MDM powinien być wykonywany w ułożeniu przednim (w stosunku do przedniej ściany pochwy) oraz głębokim (w stosunku do przedsonka pochwy).

W prezentowanym badaniu została również zmierzona korelacja pomiędzy średnimi wartościami amplitud EMG zarejestrowanymi w poszczególnych ułożeniach elektrod. Zaobserwowano silną korelację, na poziomie istotności statystycznej, pomiędzy tymi wartościami we wszystkich ułożeniach. Należy zauważyć, że generalnie korelacje te były silniejsze w pomiarach skurczu niż podczas napięcia spoczynkowego.

Ta silna korelacja pomiędzy wynikami uzyskiwanymi w różnych lokalizacjach płytek rejestracyjnych elektrody Optima 3 pozwala na stwierdzenie, że bez względu na lokalizację tych płytek dane pomiary będą wskazywać tą samą tendencję zmian amplitudy sygnału EMG zachodzących pod wpływem różnych czynników. Badanie potwierdziło wnioski innych badaczy, że w pewnych granicach, dla celów wyłącznie terapeutycznych możemy traktować pod względem funkcjonalnym grupę MDM jako jeden mięsień [6.P3]. Jednak dla celów diagnostycznych należy zastrzec, że porównywanie poszczególnych wyników można dokonywać tylko pod warunkiem wykonywania pomiarów za pomocą tego samego typu elektrody w dokładnie określonej, stałej lokalizacji płytek rejestracyjnych względem MDM.

- 1.P3 **Halski T**, Kasper M, Kciuk M, Kowalska D, Rajfur K. Pomiar EMG napięcia mięśni głębokich i płytkich z wykorzystaniem elektrody endowaginalnej. *Rehabilitacja w praktyce* 2011; 5: 12-14
- 2.P3 Voorham-van der Zalm PJ, Voorham JC, Tine van den Bos WL, Ouwerkerk TJ, Putter H, Wasser MN, Webb A, DeRuiter MC, Pelger RC. Reliability and Differentiation of Pelvic Floor Muscle Electromyography Measurements in Healthy Volunteers Using a New Device: The Multiple Array Probe Leiden (MAPLe) *Neurourology and Urodynamics* 2013; 32:341–348
- 3.P3 Pauliina A, Jorma P, Paula I, Olavi A. Intravaginal surface EMG probe design test for urinary incontinence patients. *Acupuncture & Electro-Therapeutics Research* 2002; 27(1): 37-44
- 4.P3 Voorham-van der Zalm PJ, Pelger RCM, van Heeswijk-Faase IC, Elzevier HW, Ouwerkerk TJ, Verhoef J, Lycklama a` Nijeholt GAB. Placement of probes in electrostimulation and biofeedback training in pelvic floor dysfunction. *Acta Obstetrica et Gynecologica*. 2006; 85: 850-855
- 5.P3 Constantinou CE, Omata S. Direction sensitive sensor probe for the evaluation of voluntary and reflex pelvic floor contractions. *Neurourology and Urodynamics* 2007; 26(3): 386–391
- 6.P3 Shafik A. A new concept of the anatomy of the anal sphincter mechanism and the physiology of defecation: mass contraction of the pelvic floor muscles. *International Urogynecology Journal and Pelvic Floor Dysfunction*, 1998; 9(1): 28–32.

P4. Evaluation of bioelectrical activity of pelvic floor muscles and synergistic muscles depending on orientation of pelvis in menopausal women with symptoms of stress urinary incontinence: A preliminary observational study.

Celem pracy była obiektywna ocena aktywności bioelektrycznej mięśni dna miednicy (MDM) oraz mięśni pośrednio działających na dno miednicy (synergistów mięśni dna miednicy - SMDM) w pozycji stojącej w zależności od ustawienia miednicy w płaszczyźnie strzałkowej. Postawiono hipotezę badawczą, że największa aktywność bioelektryczna MDM oraz SMDM w pozycji stojącej będzie uzyskana w ustawieniu miednicy w tyłopochyleniu.

W badaniu wzięły udział 32 kobiety z objawami menopauzy i nietrzymania moczu w wieku od 55 do 70 lat, które potrafiły wykonać świadomy, izolowany skurcz MDM. Po zastosowaniu kryteriów wykluczenia ostatecznie do badań zakwalifikowano 16 kobiet. Wykluczenie aż połowy z początkowej liczby uczestniczek było przyczyną sugestii redakcji czasopisma, aby do pierwotnej wersji tytułu artykułu dodać „preliminary report”.

Podczas badania wykonywano po dwa pomiary w pozycji stojącej w przodopochyleniu i tyłopochyleniu miednicy. Podczas każdego pomiaru rejestrowano aktywność bioelektryczną MDM (za pomocą elektrody endowaginalnej) oraz SMDM prawego i lewego mięśnia prostego brzucha (dolna część), prawego i lewego pośladkowego wielkiego, prawego i lewego przywodziciela większego oraz lewego skośnego zewnętrznego brzucha (za pomocą samoprzylepnych elektrod EMG) podczas izolowanego skurczu i napięcia spoczynkowego MDM.

Zarejestrowane średnie wartości amplitud sygnału EMG MDM w pozycji tyłopochylenia były nieznacznie wyższe od wartości uzyskiwanych w przodopochyleniu, zarówno podczas skurczu, jak i napięcia spoczynkowego. Jednak różnice te nie były istotne statystycznie. Podobne wyniki badań uzyskaliśmy w kolejnym badaniu, które objęło 20 kobiet z objawami menopauzy i nietrzymania moczu [1.P4].

Wyniki badań prezentowane przez innych badaczy wskazują jednak na występowanie różnic wartości amplitudy EMG mięśni dna miednicy w zależności od ustawienia miednicy. W swojej pracy Capson i wsp. [2.P4] przedstawili wyniki badań, w których między innymi oceniali wpływ trzech różnych stojących pozycji: neutralnej, hiperlordotycznej i hipolordotycznej (gdzie hiperlordotyczna oznaczała przodopochylenie, a hipolordotyczna tyłopochylenie miednicy) na aktywność bioelektryczną MDM podczas ich rozluźnienia oraz skurczu. Zaobserwowano, że amplituda EMG MDM w pozycji tyłopochylenia miednicy jest wyższa w porównaniu z amplitudą uzyskiwaną w pozostałych dwóch pozycjach. Z kolei w dwóch innych pracach Chen oraz Cerruto badali wpływ ustawienia stóp w stawach skokowych na aktywność bioelektryczną MDM [3.P4, 4.P4]. Badania były oparte na założeniu, że podczas zgięcia grzbietowego w stawach skokowych miednica ustawia się w przodopochyleniu, podczas zgięcia podszwowego w tyłopochyleniu. Chen i wsp. dokonywali pomiarów aktywności bioelektrycznej MDM u kobiet w pozycji stojącej, u których pozycja stóp była uzyskiwana za pomocą specjalnej platformy. Zaobserwowano większą amplitudę EMG podczas biernego zgięcia grzbietowego (przodopochylenie miednicy) niż podczas zgięcia podszwowego (tyłopochylenie miednicy) i pozycji neutralnej. Podobne wyniki uzyskali Cerruto i wsp., w zgięciu grzbietowym stóp amplituda EMG MDM była najwyższa. W kolejnych badaniach mierzono aktywność bioelektryczną MDM u kobiet w pozycji stojącej z opuszczonymi kończynami górnymi i uniesionymi w 9 pozycjach stóp [5.P4]. Tym razem wyniki wskazały, że najwyższą aktywność bioelektryczną uzyskano podczas zgięcia podszwowego z uniesionymi kończynami górnymi.

Uzyskane w naszych badaniach wyniki pomiarów aktywności bioelektrycznej MDM podczas ich izolowanego skurczu i napięcia spoczynkowego wskazały, że u kobiet z objawami menopauzy i

nietrzymania moczu pozycja miednicy nie miała istotnego wpływu na amplitudę EMG. Należy jednak pamiętać, że jednym z podstawowych warunków zakwalifikowania uczestniczek do badań była umiejętność izolowanego skurczu MDM.

W przypadku synergistów mięśni dna miednicy, podczas izolowanego skurczu oraz napięcia spoczynkowego MDM, mięśnie prawy i lewy prosty brzucha oraz lewy pośladkowy wielki miały większą aktywność bioelektryczną w pozycji tyłopochylenia niż przodopochylenia miednicy. Taką samą różnicę zaobserwowano w przypadku mięśnia prawego pośladkowego wielkiego, ale tylko podczas skurczu MDM. W przypadku pozostałych mięśni zarejestrowane amplitudy nie różniły się w sposób istotny statystycznie.

Powyższe wyniki pomiarów aktywności mięśni pośladkowego wielkiego, prostego brzucha potwierdziły doniesienia innych autorów [6.P4, 7.P4, 8.P4] o istnieniu synergii mięśniowej pomiędzy tymi mięśniami a MDM, która szczególnie uwidacznia się podczas napinania MDM w tyłopochyleniu miednicy.

Pomimo, że w przedstawionym badaniu nie zaobserwowano znaczącej różnicy pomiędzy aktywnością bioelektryczną MDM w zależności od ustawienia miednicy, to zwiększone napięcie mięśni prostego brzucha oraz pośladkowego wielkiego w pozycji tyłopochylenia może świadczyć o silniejszej synergii pomiędzy tymi mięśniami a MDM w tym ustawieniu miednicy. W związku z tym, można przyjąć, że podczas ćwiczeń synergistycznych MDM pozycją ułatwiającą silniejsze napięcie mięśni dna miednicy jest pozycja tyłopochylenia miednicy.

Z innego punktu widzenia, wyniki tego badania mogą wskazywać, że właściwą pozycją stojącą do nauki izolowanego skurczu MDM jest pozycja z miednicą ustawioną w przodopochyleniu. Zmniejsza ona poziom synergii mięśniowej pomiędzy mięśniami pośladkowym wielkim i prostym brzucha a MDM, co w znacznym stopniu ułatwia pacjentce świadome, izolowane napinanie MDM. Moje doświadczenie kliniczne w terapii nietrzymania moczu również wskazuje, że większość pacjentów (kobiet i mężczyzn) z objawami nietrzymania moczu nie potrafi napinać MDM bez silnego napinania mięśni brzucha i pośladkowych. Silna synergia pomiędzy tymi mięśniami, dodatkowo wzmocniona przez zaburzenia trzymywania moczu jest przyczyną bardzo dużych trudności w nauce izolowanego napinania MDM. Badania były częścią projektu naukowego „Preludium” finansowanego przez Narodowe Centrum Nauki, którego opiekunem naukowym był prof.dr hab.n.med. Romuald Zdrojowy.

- 1.P4 Ptaszkowski K, Słupska L, Dymarek R, **Halski T**, Taradaj J, Bartnicki, Paprocka-Borowicz M, Dembowski J, Zdrojowy R. Aktywność elektromiograficzna mięśni dna miednicy w zależności od ustawienia miednicy u kobiet w okresie menopauzalnym z objawami nietrzymania moczu: doniesienia wstępne. W: Współczesne kierunki rehabilitacji. Red. Paprocka-Bobrowicz M, Jarzab S, Kuciel-Lewandowska J. Katedra Fizjoterapii, Uniwersytet Medyczny im. Piastów Śląskich we Wrocławiu. Wrocław 2014

- 2.P4 Capson AC, Nashed J, Mclean L. The role of lumbopelvic posture in pelvic floor muscle activation in continent women. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2011; 21: 166–177
- 3.P4 Chen CH, Huang MH, Chen TW, Weng MC, Lee CL, Wang GJ. Relationship between ankle position and pelvic floor muscle activity in female stress urinary incontinence. *Urology* 2005; 66(2): 288–292
- 4.P4 Cerruto MA, Vedovi E, Mantovani W, Dalla Riva S, Rossi S, Curi P, Ruggera L, Zattoni F. The effect ankle inclination in upright position on the electromyographic activity of pelvic floor muscles in women with stress urinary incontinence. *European Urology Supplements* 2007; 6(2): 102.
- 5.P4 Chen HL, Lin YC, Chien WJ, Huang WC, Lin HY, Chen PL, “The effect of ankle position on pelvic floor muscle contraction activity in women,” *Journal of Urology* 2009; 181(3): 1217–1223
- 6.P4 Madill SJ, McLean L. Quantification of abdominal and pelvic floor muscle synergies in response to voluntary pelvic floor muscle contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2008; 18(6): 955–964.
- 7.P4 Thompson JA, O’Sullivan PB, Briffa NK, Neumann P. Differences in muscle activation patterns during pelvic floor muscle contraction and Valsalva manoeuvre. *Neurourology and Urodynamics* 2006; 25(2): 148–155.
- 8.P4 Alvim FC, Peixoto JG, Vicente EJD, Chagas PSC, Fonseca DS. Influences of the extensor portion of the gluteus maximus muscle on pelvic tilt before and after the performance of a fatigue protocol. *Revista Brasileira de Fisioterapia* 2010; 14(3): 206–213

P5. Relationship between lower limb position and pelvic floor muscles surface electromyography activity in menopausal women: a prospective observational study.

Celem pracy było porównanie spoczynkowej i czynnościowej aktywności bioelektrycznej mięśni dna miednicy (MDM) w pozycji leżenia tyłem w zależności od trzech różnych pozycji kończyn dolnych. Dodatkowo dokonano porównania aktywności bioelektrycznej wybranych synergistów mięśni dna miednicy (SMDM). Przyjęto hipotezę badawczą, że najniższa amplituda sygnału EMG w spoczynku oraz najwyższa podczas skurczu maksymalnego będzie osiągnięta w pozycji leżenia tyłem z podudziami ułożonymi na klinach umożliwiającymi ustawienie kończyn dolnych w zgięciu 90⁰ w stawach biodrowych i kolanowych.

W badaniach uczestniczyło 55 kobiet w wieku między 50 a 79 lat, które przeszły menopauzę. Pomiar aktywności bioelektrycznej MDM i SMDM: przywodziela wielkiego (AM), prostego brzucha (RA) oraz pośladkowego wielkiego (GM) dokonano w pozycji leżenia tyłem w trzech ułożeniach kończyn dolnych:

Pozycja A – kończyny dolne w zgięciu 90⁰ w stawach biodrowych i kolanowych, podudzia ułożone na dostosowanych klinach; pozycja zmniejszająca przodopochylenie miednicy;

Pozycja B – kończyny dolne w niewielkim zgięciu w stawach biodrowych i kolanowych; pośrednia pozycja miednicy;

Pozycja C – kończyny dolne swobodnie ułożone na powierzchni leżanki wyprostowane w stawach biodrowych i kolanowych; pozycja zwiększająca przodopochylenie miednicy.

Podczas każdego pomiaru rejestrowano aktywność bioelektryczną MDM za pomocą elektrody endowaginalnej oraz mięśni SMDM: prawego i lewego mięśnia prostego brzucha (dolna część), prawego i lewego pośladkowego wielkiego oraz prawego i lewego przywodziciela większego za pomocą samoprzylepnych elektrod EMG podczas maksymalnego skurczu i napięcia spoczynkowego MDM.

Wyniki poszczególnych pomiarów wskazały, że najniższą spoczynkową aktywność bioelektryczną MDM uzyskiwały w pozycji C. Podobnie, maksymalny skurcz MDM osiągał najwyższe wartości napięcia w pozycji leżenia tyłem z wyprostowanymi kończynami dolnymi (pozycja C). W literaturze jedynie niewielka ilość badań odnosi się do oceny zależności pomiędzy pozycją ciała a aktywnością MDM. Bø [1.P5] dokonała oceny siły MDM w pozycji leżenia tyłem i stojącej. Stwierdziła, że w pozycji stojącej MDM ciśnienie intrawaginalne było wyższe niż w leżącej, natomiast maksymalna siła skurczu tych mięśni była taka sama w obu pozycjach.

Pomiary aktywności bioelektrycznej mięśni synergistycznych w prezentowanym badaniu nie wykazały istnienia korelacji pomiędzy nimi a MDM w żadnym z testowanych ułożeń kończyn dolnych w pozycji leżenia tyłem. Kilku badaczy wykazało w swoich badaniach istotny wpływ SMDM (głównie przywodziciela wielkiego, pośladkowego wielkiego i prostego brzucha) na zwiększenie napięcia MDM [2.P5, 3.P5, 4.P5, 5.P5]. Jednak badania te były wykonywane w pozycji stojącej lub siedzącej. Wskazuje to na kolejną różnicę pomiędzy pomiarami aktywności bioelektrycznej MDM w pozycji horyzontalnej a pomiarami w pozycji spionizowanej badanego.

Powyższe obserwacje uzasadniają wykonywanie ćwiczeń przez pacjentów z wysiłkowym nietrzymaniem moczu w pozycji leżenia tyłem z wyprostowanymi kończynami dolnymi. Pozycja ta zapewnia zminimalizowanie oddziaływania siły grawitacji na osłabione MDM i jednocześnie umożliwia uzyskanie maksymalnego ich skurczu.

- 1.P5 Bø K, Finckenhagen HB. Is there any difference in measurement of pelvic floor muscle strength in supine and standing position? *Acta Obstet Gynecol Scand.* 2003;82(12):1120-1124.
- 2.P5 Bø K, Sherburn M, Allen T. Transabdominal ultrasound measurement of pelvic floor muscle activity when activated directly or via a transversus abdominis muscle contraction. *Neurourol Urodyn.* 2003;22(6):582-588.

- 3.P5 Workman JC, Docherty D, Parfrey KC, Behm DG. Influence of pelvis position on the activation of abdominal and hip flexor muscles. *J Strength Cond Res Natl Strength Cond Assoc.* 2008;22(5):1563-1569.
- 4.P5 Soljanik I, Janssen U, May F, et al. Functional interactions between the fossa ischioanalis, levator ani and gluteus maximus muscles of the female pelvic floor: a prospective study in nulliparous women. *Arch Gynecol Obstet.* 2012;286(4):931-938.
- 5.P5 Arab AM, Chehrehazi M. The response of the abdominal muscles to pelvic floor muscle contraction in women with and without stress urinary incontinence using ultrasound imaging. *Neurourol Urodyn.* 2011;30(1):117-120.

P6. Electromyographic Analysis of the hip Extension Pattern in Visually Impaired Athletes.

Głównym celem badania było ustalenie kolejności rekrutacji mięśni podczas wykonywania testu wzorca ruchowego prostowania w stawie biodrowym (prone hip extension PHE) w pozycji leżenia przodem oraz na boku z odciążeniem testowanej kończyny dolnej u sportowców z zaburzeniami wzroku. W związku z tym dokonano pomiarów średniego czasu rekrutacji mięśni pośladkowego wielkiego i grupy tylnej uda podczas wykonywania testu PHE w wyżej wymienionych dwóch pozycjach. Analizie poddano również wyniki dotyczące aktywności bioelektrycznej spoczynkowej i czynnościowej mięśni pośladkowego wielkiego i grupy tylnej uda uzyskane podczas wykonywania testu w obu pozycjach.

Postawiono dwie hipotezy badawcze. Pierwsza zakładała, że istnieje charakterystyczna kolejność rekrutacji mięśni podczas wykonywania testu PHE w pozycji leżenia przodem oraz inna w pozycji leżenia na boku w odciążeniu. Według drugiej, aktywność bioelektryczna spoczynkowa oraz czynnościowa mięśni pośladkowego wielkiego i grupy tylnej uda podczas wykonywania testu PHE w pozycji leżenia przodem jest większa niż w leżeniu na boku w odciążeniu.

Po zastosowaniu kryteriów wykluczenia z 76 osobowej grupy sportowców z dysfunkcjami wzroku do badań zakwalifikowano 64 osoby. Pomiar aktywności bioelektrycznej mięśni pośladkowego wielkiego i grupy tylnej uda podczas testu PHE metodą sEMG z użyciem elektrod samoprzylepnych były wykonywane w dwóch pozycjach. W pierwszej pozycji (pozycja 1) badany leżał na nietestowanym boku z testowaną kończyną dolną w neutralnej pozycji podwieszoną w UGL (Uniwersalny Gabinet Lecznicy). W pozycji drugiej (pozycja 2) leżenia przodem przy stabilizacji miednicy kończyny dolne były wyprostowane w stawach biodrowych i kolanowych, stopy poza leżanką. Ruch prostowania w stawie biodrowym (PHE) w obu pozycjach u danego badanego był wykonywany przez tę samą kończynę. Pomiar sygnałów EMG dokonywane podczas badań obejmowały czas rekrutacji i aktywność bioelektryczną podczas ruchu prostowania w stawie biodrowym oraz napięcia spoczynkowego mięśni pośladkowego wielkiego i grupy tylnej uda.

W obu pozycjach średnie czasy rekrutacji mięśni pośladkowego wielkiego i grupy tylnej uda nie różniły się w sposób istotny statystycznie. Nie zanotowano również istotnej statystycznie różnicy

między średnim czasem rekrutacji mięśni grupy tylnej uda podczas wykonania testu PHE w pozycji 1 a średnim czasem w pozycji 2. Jedynie średni czas rekrutacji mięśnia pośladkowego wielkiego podczas testu PHE w pozycji 1 był dłuższy o 100 ms w stosunku do średniego czasu uzyskanego w pozycji 2 (różnica istotna statystycznie).

Wyniki pomiarów spoczynkowej i czynnościowej aktywności bioelektrycznej obu mięśni wskazały, że amplitudy sygnałów EMG były znacznie wyższe w pozycji 2 niż w pozycji 1. Różnice te były istotne statystycznie.

Tak jak wspomniałem we wprowadzeniu analiza literatury przedmiotu tych badań wskazała na wiele rozbieżności, szczególnie w aspekcie kolejności rekrutacji mięśni podczas wykonywania testu PHE w pozycji leżenia przodem. Janda twierdził, że w prawidłowym wzorcu PHE ruch inicjują mięśnie grupy tylnej uda, następnie pośladkowy wielki i w ostatniej kolejności prostownik grzbietu [1.P6].

Inni autorzy na podstawie przeprowadzonych badań z udziałem zdrowych osób stwierdzili, że mięsień pośladkowy wielki jest rekrutowany jako ostatni, a kolejność włączania pozostałych mięśni jest osobniczo zróżnicowana [2.P6, 3.P6].

Wyniki uzyskane w kolejnych badaniach wykazały znaczący wpływ różnych czynników na rezultaty tego testu. Na przykład wykonanie manewru wciągania brzucha podczas testu PHE redukuje opóźnienie rekrutacji mięśnia pośladkowego w stosunku do mięśni grupy tylnej uda [4.P6].

W prezentowanym badaniu zarejestrowane wyniki nie potwierdziły istnienia stałej, ściśle określonej kolejności rekrutacji badanych mięśni za pomocą testu PHE u młodych sportowców z zaburzeniami wzroku, zarówno w pozycji leżenia przodem, jak i leżenia na boku. Zbliżone czasy rekrutacji mięśni pośladkowego wielkiego i grupy tylnej uda mogą świadczyć o wpływie zwiększonej siły mięśnia pośladkowego wielkiego na wcześniejszą jego rekrutację. Silny mięsień pośladkowy wielki u sportowców biorących udział w cytowanych wyżej badaniach prawdopodobnie pozwala na szybsze osiągnięcie takiego poziomu ilości zrekrutowanych swoich włókien mięśniowych, który pozwala uzyskać odpowiednią wartość momentu siły pokonującej masę kończyny dolnej i inicjującą ruch jej prostowania w stawie biodrowym bez konieczności wcześniejszego zaangażowania mięśni grupy tylnej uda. U osób nietreningujących czy też z osłabionym mięśniem pośladkowym większym, mięśnie grupy tylnej uda jako mięśnie synergistyczne muszą odpowiednio wcześniej zostać zrekrutowane w celu uzyskania wspomnianego momentu sił (będącego w tym przypadku sumą momentów sił tych dwóch mięśni). Podobny efekt uzyskali Kang i wsp. W swoim badaniu wykazali, że wykonanie testu PHE w pozycji leżenia przodem w ustawieniu testowanej kończyny dolnej w zgięciu w stawie kolanowym do 90° i w odwiedzeniu uda do 15° i 30° , powoduje zmianę (w stosunku do wykonania testu w pozycji zgięcia kolana 90° i odwiedzenia uda 0°) kolejności napinanych mięśni. W ustawieniu uda w odwiedzeniu 0° pierwszymi zrekrutowanymi mięśniami były mięśnie grupy tylnej uda, a w odwiedzeniu 15° i 30° mięsień pośladkowy wielki. W tym przypadku odwiedzenie uda do co najmniej 15° spowodowało zbliżone do równoległego ustawienie włókien mięśniowych mięśnia pośladkowego wielkiego w stosunku do linii

działania sił potrzebnych do wykonania ruchu prostowania w stawie biodrowym, co pozwoliło na uzyskanie większego momentu sił niż przy ustawieniu uda wzdłuż ciała (odwiedzenie uda 0^0) [5.P6].

Ten wpływ zwiększonej siły mięśnia pośladkowego wielkiego oraz siły grawitacji na kolejność rekrutacji może potwierdzać zarejestrowany dłuższy czas rekrutacji mięśnia pośladkowego wielkiego w pozycji odciążeniowej (na boku) od czasu rekrutacji w pozycji leżenia przodem. Zniesienie oddziaływania siły grawitacji poprzez odciążenie kończyny nie tylko zmniejszyło aktywność bioelektryczną w spoczynku, ale też prawdopodobnie było przyczyną wydłużenia czasu rekrutacji mięśnia pośladkowego wielkiego w stosunku do pozycji leżenia przodem, gdzie siła grawitacji wymusiła opisane wyżej reakcje tego mięśnia. Nie zaobserwowano podobnego efektu dla mięśni grupy tylnej uda.

Wydaje się też, że na wystąpienie zaobserwowanych zjawisk mógł mieć również wpływ fakt, że uczestnicy naszych badań trenowali takie dyscypliny sportu, w których trenerzy używają sformułowania „wyprowadź ruch nogi z biodra” do opisu najbardziej optymalnego ruchu kończyny dolnej. Należy też pamiętać, że zrekrutowani do badań sportowcy byli osobami z zaburzeniami wzroku, dla których przekaz ustny jest głównym źródłem informacji również o czynnościach ruchowych. Potwierdzeniem tego wpływu przekazu ustnego na kolejność rekrutacji są wyniki badań przeprowadzonych przez Lewis et al. [6.P6]. Badani wykonywali test PHE w pozycji leżenia przodem, ale w jednej z prób przed wykonaniem testu polecono uczestnikom „Użyj swoich mięśni pośladkowych do podniesienia nogi z rozluźnionymi mięśniami tylnymi uda”. Wyniki uzyskane w tej próbie wskazały na przyspieszenie rekrutacji mięśnia pośladkowego wielkiego w stosunku do próby, podczas której nie wydawano żadnych poleceń. Efektem tego było zbliżenie momentu rozpoczęcia rekrutacji mięśnia pośladkowego wielkiego do rekrutacji mięśni grupy tylnej uda.

W prezentowanym badaniu pomiary aktywności bioelektrycznej spoczynkowej i czynnościowej mięśni pośladkowego większego i grupy tylnej uda podczas wykonywania testu PHE potwierdziły drugą hipotezę. W pozycji 1 (w podwieszeniu badanej kończyny dolnej) zarejestrowano mniejszą aktywność bioelektryczną obu mięśni zarówno spoczynkową, jak i czynnościową niż w pozycji 2. Z powodu małej popularności ćwiczeń w odciążeniu z podwieszeniem (zgodnie z metodyką ćwiczeń prowadzonych w Polsce) w innych krajach w literaturze nie ma doniesień o takich badaniach. Najczęściej do różnych analiz porównuje się ćwiczenia w pozycji stojącej z ćwiczeniami w pozycji leżenia na boku, ale bez podwieszenia [7.P6]. W związku z tym prawdopodobnie jest to pierwsze badanie, które w sposób obiektywny potwierdziło zmniejszoną aktywność bioelektryczną mięśni kończyny w podwieszeniu. Choć wydaje się oczywistym, że zarówno pozycja w leżeniu na boku, jak i podwieszenie badanej kończyny dolnej powoduje zmniejszenie aktywności bioelektrycznej spoczynkowej i czynnościowej mięśni pośladkowego wielkiego i grupy tylnej uda, to uzyskane pomiary pozwoliły określić różnice amplitud sygnałów EMG w stosunku do odpowiednich amplitud sygnałów EMG uzyskanych w pozycji leżenia przodem.

- 1.P6 Bruno P: The importance of diagnostic test parameters in the interpretation of clinical test findings: The prone Hip Extension Test as an example. *J Can Chiropr Assoc* 2011; 55(2): 69-75
- 2.P6 Lehman GJ , Lennon D, Tresidder B, Rayfield B, Poschar M. Muscle recruitment patterns during the prone leg extension. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2004; 5:3; DOI: 10.1186/1471-2474-5-3
- 3.P6 Sakamoto A et al: Muscular activation patterns during active prone hip extension exercises. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2007; 19(1): 105 – 112
- 4.P6 Chance-Larsen K, Littlewood C, Garth A. Prone hip extension with lower abdominal hollowing improves the relative timing of gluteus maximus activation in relation to biceps femoris. *Manual Therapy* 2010; 15: 61–65
- 5.P6 Kang S-Y, Jeon H-S, Kwon O, Cynn H, Choi B. Activation of the gluteus maximus and hamstring muscles during prone hip extension with knee flexion in three hip abduction positions *Manual Therapy* 2013; 18: 303-307
- 6.P6 Lewis CL, Sahrman SA. Muscle activation and movement patterns during prone hip extension exercise in women. *Journal of Athletic Training* 2009; 44(3): 238-248
- 7.P6 Boren K, Conrey C, Le Coguic J, Paprocki L, Voight M, Robinson TK. Electromyographic analysis of gluteus medius and gluteus maximus during rehabilitation exercises. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 2011;6(3):206-223.

4.2.4.Podsumowanie

Przeprowadzone przeze mnie badania uzupełniają wiedzę na temat wpływu czynników na bioelektryczną aktywność mięśni. Badania opisane w pracy **P1** i **P2** dotyczyły zagadnienia oddziaływania taśm KT na organizm człowieka. Wyniki wskazują na brak wpływu taśm Kinesio Tapingu na zmiany aktywności bioelektrycznej i to zarówno u sportowców, jak i u pacjentów z utajonym bólem mięśniowo-powięziowym. Pod względem terapeutycznym należy stwierdzić, że metoda Kinesio Tapingu nie ma wpływu na normalizację napięcia mięśniowego w tego typu przypadkach.

Wyniki przedstawione w pracach **P3** wykazały zależność wielkości amplitudy sygnału EMG rejestrowanych podczas pomiarów aktywności bioelektrycznej mięśni dna miednicy od lokalizacji płytek rejestracyjnych elektrody endowaginalnej. Badania te pozwoliły na sformułowanie wniosków dotyczących sposobu wykonywania pomiarów sygnałów elektromiograficznych za pomocą takiej elektrody. I tak, dla celów diagnostycznych pomiar powinien być wykonywany w ułożeniu płytek rejestracyjnych przednim w stosunku do przedniej ściany pochwy oraz głębokim w stosunku do przedsionka pochwy. W przypadku innego położenia płytek rejestracyjnych pomiar może być również uznany za prawidłowy. Należy jednak wziąć pod uwagę, że wartości amplitudy mogą być niższe. Jednak w każdym przypadku użycia tego typu elektrody w celu umożliwienia porównywania wyników badań dla celów diagnostycznych oraz naukowych należy opisać typ zastosowanej elektrody, a w razie konieczności dokładnie opisywać położenie płytek rejestracyjnych elektrody względem ścian pochwy.

Z praktycznego punktu widzenia wyniki badania wskazały, że należy zwracać szczególną uwagę na ułożenie elektrody podczas badania, ponieważ każda zmiana lokalizacji płytek rejestracyjnych elektrody względem mięśni dna miednicy może być przyczyną niepożądanych zmian rejestrowanych wartości amplitud sygnału EMG.

W pracy **P4** przedstawiłem wyniki badań dotyczących wpływu ustawienia miednicy na aktywność bioelektryczną mięśni dna miednicy. Pozwoliły one na sformułowanie dwóch wniosków. Po pierwsze, u kobiet w okresie menopauzy i nietrzymania moczu pozycja miednicy (przodo lub tyłopochylenie) nie ma istotnego wpływu na poziom aktywności bioelektrycznej mięśni dna miednicy. Po drugie, pozycja miednicy ma wpływ na poziom aktywności bioelektrycznej mięśni brzucha i pośladkowych (mięśni synergistycznych w stosunku do mięśni dna miednicy). Ich większa aktywność występuje podczas tyłopochylenia miednicy.

W oparciu o wyniki i wnioski tego badania opracowałem metodologię nauki izolowanego napinania mięśni dna miednicy oraz ćwiczeń synergistycznych dla pacjentów z nietrzymaniem moczu. W swojej praktyce wielokrotnie spotykałem się z pacjentami, którzy nie potrafili napinać mięśni dna miednicy (MDM) w sposób izolowany. Po zakończeniu tych badań, od roku 2015 w jednej z opolskich placówek rehabilitacyjnych wprowadziliśmy do algorytmu leczenia nietrzymania moczu u kobiet i mężczyzn naukę izolowanego napinania MDM w pozycji przodopochylenia miednicy. Wszyscy pacjenci nauczeni w ten sposób uzyskują umiejętność izolowanego napinania MDM w tej pozycji miednicy już w trakcie jednej sesji terapii. Natomiast ćwiczenia synergistyczne MDM są wykonywane w pozycji tyłopochylenia miednicy.

Wyniki badań opisanych w pracy **P5** potwierdziły, że pozycją ułatwiającą uzyskanie największego rozluźnienia MDM jest leżenie tyłem z kończynami dolnymi wyprostowanymi w stawach biodrowych i kolanowych w swobodnym ułożeniu. Wskazują też, że pozycja ta jest właściwa do ćwiczeń MDM, w której ćwiczący może uzyskać największe wartości napięcia MDM. Pozwala ona też na łatwiejsze uzyskiwanie skurczu izolowanego niż w innych pozycjach.

Wyniki ostatnich badań **P6** pozwoliły stwierdzić, że u zdrowych osób w pozycji leżącej przodem oraz na boku z odciążeniem testowanej kończyny dolnej nie ma ściśle określonego wzorca ruchowego prostowania w stawie biodrowym polegającego na stałej kolejności włączania mięśni pośladkowego większego i grupy tylnej uda podczas wykonywania tego ruchu. Z tego powodu test PHE nie powinien być stosowany jako test diagnostyczny do określania prawidłowego wzorca ruchowego prostowania w stawie biodrowym. Zarejestrowane znaczne obniżenie aktywności bioelektrycznej spoczynkowej i czynnościowej mięśni pośladkowego większego i grupy tylnej uda w pozycji leżenia na boku z podwieszeniem kończyny dolnej w porównaniu do pozycji leżenia przodem wskazuje na zasadność stosowania tej pozycji jako ważnego narzędzia fizjoterapeutycznego do uzyskania rozluźnienia mięśni w różnych sytuacjach klinicznych.

5. Omówienie pozostałych osiągnięć naukowo – badawczych po uzyskaniu stopnia naukowego doktora

Większość badań i publikacji, których byłem autorem lub współautorem dotyczyły zagadnień oceny skuteczności fizjoterapeutycznych metod stosowanych w leczeniu wybranych schorzeń.

Głównym, szeroko rozumianym problemem badawczym, którym zajmowałem się przez ostatnie 10 lat, były zagadnienia dotyczące diagnostyki i fizjoterapii w leczeniu nietrzymania moczu u kobiet i mężczyzn. Ta problematyka została podjęta w 13 artykułach (w tym trzy prace przedstawione w wykazie publikacji będących osiągnięciem naukowym), w rozdziałach 6 książek oraz na dwóch wystąpieniach na konferencjach międzynarodowych i kilku wystąpieniach na konferencjach krajowych.

Pierwsza praca badawcza dotycząca tego tematu dotyczyła oceny skuteczności zastosowania elektrostymulacji i elektroterapii pod kontrolą elektromiografii w terapii nietrzymania moczu u mężczyzn po zabiegu prostatektomii. Wyniki wskazały na dużą skuteczność tych metod u wszystkich pacjentów. W wyniku 6-tygodniowej terapii zmniejszyła się na poziomie istotnie statystycznym ilość gubionego moczu. Natomiast poziom aktywności bioelektrycznej mięśni dna miednicy podwyższył się podczas napięcia spoczynkowego oraz maksymalnego skurczu tych mięśni. W celu obiektywizacji do pomiarów aktywności bioelektrycznej mięśni dna miednicy użyto elektromiografu z elektrodą dorektalną, a ilości gubionego moczu mierzono za pomocą dobowego zużycia podpasek. Wyniki tego badania zostały opisane w pracy:

Halski T, Halska U, Kmiecik R, Jabłońska Z, Steciwko A. *Zastosowanie elektrostymulacji i elektroterapii pod kontrolą elektromiografii (metoda ETS) w terapii nietrzymania moczu po prostatektomii*. Family Medicine & Primary Care Review 2008; 3: 433-435

Zagadnienie dotyczące wpływu lokalizacji płytek rejestracyjnych elektrody endowaginalnej względem mięśni dna miednicy na wielkość amplitudy sygnału elektromiograficznego, poruszone w pracy **P1**, było również przedmiotem wcześniejszych badań wstępnych przedstawionych w artykule:

Halski T, Kasper M, Kciuk M, Kowalska D, Rajfur K. *Pomiar EMG napięcia mięśni głębokich i płytkich dna miednicy z wykorzystaniem elektrody endowaginalnej*. Rehabilitacja w Praktyce 2011; 5: 12-14

Jak opisałem wcześniej, wartości średnie amplitud sygnałów EMG zarejestrowane z warstwy głębokiej MDM były większe od pochodzących z warstwy płytkiej zarówno podczas skurczu, jak i napięcia spoczynkowego.

Celem kolejnej pracy dotyczącej zagadnień związanych z fizjoterapią nietrzymania moczu była ocena wpływu ustawienia miednicy na aktywność bioelektryczną mięśni dna miednicy:

Ptaszkowski K, Słupska L, Dymarek R, **Halski T**, Taradaj J, Bartnicki J, Paprocka-Borowicz M, Dembowski J, Zdrojowy R. *Aktywność elektromiograficzna mięśni dna miednicy w zależności od ustawienia miednicy u kobiet w okresie menopauzalnym z objawami nietrzymania moczu: doniesienie wstępne*. W: Współczesne kierunki rehabilitacji. Pod red. Paprockiej-Borowicz M, Jarząba S, Kuciel-Lewandowskiej J. Wrocław: Katedra Fizjoterapii, Uniwersytet Medyczny im. Piastów Śląskich we Wrocławiu; 2014: 48-54

Wyniki tych badań wskazały, że wykonywanie ruchów miednicy do tyłu zwiększa aktywację bioelektryczną mięśni dna miednicy. Natomiast nie zaobserwowano znaczącego wpływu ustawienia miednicy na aktywację bioelektryczną mięśni dna miednicy. Temat ten był przedmiotem następnych badań opisanych w pracach **P2** i **P3**.

Z najważniejszych prac poglądowych, które przedstawiały aktualny stan wiedzy na temat fizjoterapii nietrzymania moczu to:

1. Chmielewska D, Kwaśna K, Piecha M, **Halski T**, Taradaj J, Kubacki J, Skrzypulec-Plinta V. Wybrane metody zachowawczego leczenia wysiłkowego nietrzymania moczu - aktualne poglądy. Część 1. Przegląd Menopauzalny 2012; 4: 264-268
2. Kwaśna K, Chmielewska D, Piecha M, **Halski T**, Taradaj J, Juras G, Skrzypulec-Plinta V. Wybrane metody zachowawczego leczenia wysiłkowego nietrzymania moczu – metody fizjoterapeutyczne. Część 2. Przegląd Menopauzalny 2012; 5: 372-375
3. Słupska L, Ptaszkowski K, Dymarek R, **Halski T**. Kinesiotherapeutic procedure in urinary incontinence. W: Interdisciplinary rehabilitation. Pod red. Jarzab S, Paprocka-Borowicz M, Pozowski A. Wrocław: Wrocław Medical University 2011: 161-168

Zgodnie z zasadą EBM badanie o najwyższej pozycji w hierarchii badań naukowych to przegląd systematyczny i metaanaliza badań z randomizacją. W tematyce dotyczącej fizjoterapii nietrzymania moczu wraz zespołem z Uniwersytetu Medycznego we Wrocławiu taką analizę przeprowadziliśmy w zakresie oceny skuteczności stosowania elektrostymulacji w terapii tego schorzenia:

Ptaszkowski J, Słupska L, Dymarek R, Rajfur K, Hajduk M, Rajfur J, Ptaszkowski F, **Halski T**. *Skuteczność stosowania elektrostymulacji mięśni dna miednicy u kobiet z nietrzymaniem moczu - przegląd systematyczny i meta analiza*. W: Rehabilitacja. Pod red. Pozowskiego A, Paprockiej-Borowicz M, Jarzab S. Wrocław: Wydawnictwo Uniwersytet Medyczny Wrocław 2013: 263-270

Analizą objęto wyłącznie wyniki badań z randomizacją, z grupą kontrolną, gdzie stosowano placebo lub nie było leczenia. Z 46 artykułów dotyczących stosowania elektrostymulacji mięśni dna miednicy u kobiet tylko 3 spełniły wszystkie kryteria włączenia i wykluczenia. Wyniki pozwoliły na sformułowanie wniosku, że elektrostymulacja stanowi skuteczną metodę wpływającą na poprawę siły mięśni dna miednicy w porównaniu z grupą placebo.

Drugim, równie istotnym dla mojego rozwoju naukowego, kierunkiem moich zainteresowań naukowych jest zastosowanie kompresjoterapii w leczeniu obrzęków.

W pracy:

Taradaj J, **Halski T**, Żurek G, Dymarek R, Pilok K, Treder K, Bąkowska M, Bajowska J. *Badanie efektu hemodynamicznego i ciepłnego terapii kompresyjnej z wykorzystaniem bandaży uciskowych – doniesienia wstępne*. Inżynieria Biomedyczna. Acta Bio-Opica et Informatica Medica. 2007; 13(3): 222 – 224

dokonałem wraz z zespołem oceny wpływu terapii kompresyjnej z wykorzystaniem bandaży elastycznych na efekt hemodynamiczny i ciepłny u zdrowych osób. Do weryfikacji użyto aparatu dopplerowskiego i kamery termowizyjnej jako obiektywnych narzędzi badawczych. Stwierdzono istotną poprawę parametrów ukrwienia kończyn dolnych (normalizacja wskaźnika kostka-ramię i miejscowy wzrost temperatury skóry) po założeniu na okres 1 godziny bandaży uciskowych na podudzie zgodnie z zasadami kompresjoterapii.

W kolejnej pracy przedstawiającej wyniki badań z randomizacją, z grupą kontrolną, z zastosowaniem kryteriów włączenia i wykluczenia, dokonano oceny zmian napięcia mięśnia brzuchatego łydki po 1-godzinnej kompresjo terapii:

Taradaj J, Dymarek R, **Halski T**, Pilok K, Ptaszkowski K, Kręcijasz K. *Czy kompresjoterapia prowadzi do zmiany napięcia mięśniowego brzuchatego łydki? Badania własne*. Leczenie Ran 2009; 3: 91-94

Warto zaznaczyć, że w tym badaniu wyodrębniono 2 grupy kontrolne, tzw. quasi-kompresjoterapii oraz 3 grupy badane. W pierwszej grupie kontrolnej zamiast bandaży elastycznych lub pończoch uciskowych wykorzystano zwykłe rajstopy, a w drugiej bandaż opatrunkowy. W trzech grupach badanych zastosowano kolejno, pończochy o drugiej klasie ucisku, bandaż elastyczny o krótkim i długim naciągu. W tych badaniach pomiar elektromiograficzny mięśnia brzuchatego łydki nie wykazał istotnych zmian spoczynkowej aktywności bioelektrycznej w żadnej z grup. Jednak w grupach w których użyto jednej z form kompresjoterapii można było zauważyć tendencje do wzrostu amplitudy sygnału EMG po zabiegu.

W innym badaniu o takim samym celu, uczestników podzielono tylko na dwie grupy. W grupie A stosowano dwa bandaże elastyczne o krótkim naciągu, a w grupie B dwa zwykłe bandaże opatrunkowe jako placebo:

Dymarek R, Tomczyk W, Ptaszkowski K, Słupska L, Rajfur K, Rajfur J, Taradaj J, **Halski T**. *Elektromiograficzna analiza zmian aktywności bioelektrycznej mięśnia brzuchatego łydki pod wpływem kompresjoterapii - randomizowane doniesienie wstępne z grupą placebo*. W: Rehabilitacja. red. Pozowskiego A, Paprockiej-Borowicz M, Jarząba S. Wrocław: Wydawnictwo Uniwersytet Medyczny Wrocław 2013: 78-88

Zarejestrowano nieznaczny wzrost amplitudy spoczynkowej aktywności bioelektrycznej badanego mięśnia w grupie badanej (A) w porównaniu z grupą kontrolną (B). Jednak podobnie jak w poprzednim badaniu zmiany te nie były istotne statystycznie. Powyższe trzy badania wskazują, że na funkcje pompy

mięśniowej wpływają głównie mechanizmy hemodynamiczne i termiczne bez większego udziału zmian elektrofizjologicznych.

Na szczególną uwagę w zakresie tematyki kompresjoterapii zasługuje praca:

Taradaj J, Rosińczuk J, Dymarek R, **Halski T**, Schneider W. *Comparison of efficacy of the intermittent pneumatic compression with a high – and low-pressure application in reducing the lower limbs phlebolymphedema*. Journal of Therapeutics and Clinical Risk Management 2015; 11: 1545-1554

Celem badań opisanych w tej pracy było porównanie skuteczności sekwencyjnego masażu uciskowego o różnym ciśnieniu (60 i 120 mmHg) w leczeniu pierwotnego obrzęku chłonnego kończyn dolnych u pacjentów z przewlekłą niewydolnością żylną. Cechą wyróżniającą te badania jest ich metodologia, która spełnia wszystkie najważniejsze zasady **EBM** i została zaprojektowana zgodnie z wytycznymi **CONSORT**. Precyzyjnie określono kryteria włączenia i wykluczenia uczestników badania. Na przykład, już na tym etapie do oceny refluksu żylnego w układzie żylnym powierzchownym i głębokim oraz w żyłach przesywających zastosowano obiektywne narzędzie jakim jest aparat dopplerowski typu duplex. Randomizacja do trzech grup została wykonana za pomocą komputerowego generatora liczb losowych z użyciem metody Monte Carlo. Dokładnie opisano całą procedurę terapeutyczną we wszystkich grupach badanych. Skuteczność terapii oceniano na podstawie zmian objętości kończyny dolnej poddanej terapii. Do weryfikacji tych zmian objętości użyto kolejnego obiektywnego narzędzia jakim jest optoelektroniczny Perometr 400T, który pozwala na pomiar objętości z błędem pomiarowym, określonym przez producenta na poziomie 0,5%. Na potrzeby naszych badań dokonaliśmy dodatkowo własnej estymacji błędu pomiarowego tego urządzenia. Losowo wybrano 10 pacjentów, u których wykonano po 20 pomiarów całkowitej objętości kończyny dolnej za pomocą Perometru 400T. Następnie wyliczono błąd bezwzględny i względny. W ten sposób wyliczony przez nasz zespół błąd pomiarowy był wyższy od podanego przez producenta i wyniósł 1,26%. Uzyskane wyniki wskazały jednoznacznie, że tylko zastosowanie sekwencyjnego masażu uciskowego o ciśnieniu 120 mmHg pozwoliło na dodatkową redukcję obrzęku. W grupie gdzie ciśnienie mankieta wynosiło 60 mmHG uzyskana redukcja obrzęku była taka sama jak w grupie kontrolnej. Było to pierwsze badanie porównujące skuteczność dwóch sposobów stosowania sekwencyjnego masażu uciskowego pod względem zastosowanego ciśnienia (120 i 60 mmHg). Drugim innowacyjnym elementem tego badania jest zastosowanie po raz pierwszy metody perometrycznej (Perometr 400T) w eksperymencie naukowym dotyczącym obrzęków limfatycznych kończyny dolnej.

Wyżej wymienione i pozostałe artykuły dotyczące tej tematyki stały się podstawą do opracowania w 2015 roku projektu badawczego, na którego realizację otrzymaliśmy grant naukowy Polskiego Towarzystwa Limfologicznego nr PTL/01/2015 „**Ocena przydatności i skuteczności klinicznej wybranych metod fizykalnych w poszczególnych odmianach obrzęku chłonnego**”. Grant jest realizowany pod kierownictwem prof. dr hab. Jakuba Taradaja i udział w nich biorą również naukowcy z Kliniki Limfologii w Bad Berleburg oraz Uniwersytetu Gutenberga w Moguncji.

W ramach popularyzacji kompresjoterapii jako skutecznej metody przeciwobrzękowej opracowałem i wydałem jako współredaktor podręcznik:

Kucharzewski M, Taradaj J, **Halski T**. *Kompresjoterapia – przewodnik praktyczny dla fizjoterapeutów i pielęgniarek*. Wrocław, Wydawnictwo Continuo 2012

W pracach **P1** i **P2** przedstawiłem zagadnienia dotyczące innego obszaru mojej działalności naukowej, ściśle związanego z kompresjoterapią, obejmującego badania dotyczące metody Kinesio Taping. Wynikiem tych zainteresowań są kolejne badania, w których skupiłem się na weryfikacji skuteczności tej metody:

Ptaszkowski K, Dymarek R, Słupska L, Rajfur K, Taradaj J, **Halski T**. *Porównanie zmian spoczynkowego napięcia mięśnia prostego uda po zastosowaniu aplikacji mięśniowej kinesiologii taping z grupą placebo oraz z kończyną przeciwną nie poddaną interwencji u osób zdrowych – randomizowane doniesienie wstępne*. W: Holistyczne ujęcie rehabilitacji. Red. Pozowskiego A, Paprockiej-Borowicz M, Jarząba S. Wrocław: Uniwersytet Medyczny im. Piastów Śląskich; 2012: 363-369

W tym badaniu oceniono wpływ 24-godzinnej aplikacji mięśniowej taśmy KT w porównaniu do przylepca tkaninowego na aktywność bioelektryczną mięśnia prostego uda. Wykazano, że bez względu na zastosowany typ taśmy nie dochodzi do istotnych statystycznie zmian w aktywności bioelektrycznej badanego mięśnia.

Kolejna praca dotycząca tej problematyki to:

Smykla A, Walewicz K, Trybulski R, **Halski T**, Kucharzewski M, Kucio C, Mikusek W, Klakla K, Taradaj J. *Effect of Kinesiology Taping on Breast Cancer-Related Lymphedema: A Randomized Single-Blind Controlled Pilot Study*. Biomed Research International 2013; 2013: 1-7

Celem tej pracy była ocena skuteczności metody Kinesio Taping w redukcji obrzęku limfatycznego kończyny górnej u pacjentek po amputacji piersi. Po zastosowaniu kryteriów włączenia i wykluczenia, pacjentów przydzielono stosując randomizację do trzech grup. Wszystkie pacjentki zostały objęte klasyczną terapią przeciwobrzękową obejmującą sekwencyjny masaż uciskowy i 1-godzinny ręczny drenaż limfatyczny. Dodatkowo pacjentkom w grupie KT zaaplikowano taśmy KT, w grupie Quasi KT zwykły przylepiec tkaninowy, a w grupie MCT 4-warstwowe kompresyjne bandażowanie. Zaobserwowano brak różnicy w skuteczności redukcji obrzęku kończyny górnej u pacjentek z grupy KT i Quasi KT. Natomiast redukcja w grupie MCT była dwukrotnie większa niż w pozostałych grupach. Wykazano w ten sposób, że taśma KT nie może zastąpić właściwego bandażowania w terapii przeciwobrzękowej kończyny górnej u pacjentek po amputacji piersi.

Najnowsze badanie dotyczące tego zagadnienia zostało opisane w pracy:

Taradaj J, **Halski T**, Rosińczuk J, Dymarek R, Laurowski A, Smykla A. *The influence of Kinesiology Taping on the volume of lymphoedema and manual dexterity of the upper limb in women after breast cancer treatment*. European Journal of Cancer Care 2015; 24(3): 1-14

Badanie, podobnie jak poprzednie, dotyczyło oceny wpływu taśmy KT na redukcję obrzęku limfatycznego w obrębie kończyny górnej u kobiet po mastektomii. Dodatkowo ocenie poddano zmiany zakresu ruchomości i siły kończyny górnej. W badaniu, opracowanym zgodnie z zasadami EBM, pacjentki podzielono na trzy grupy KT, Quasi KT i MCT (tak jak w poprzednim badaniu). We wszystkich trzech grupach stwierdzono zmniejszenie obrzęku, poprawę zakresu ruchomości w stawach oraz zwiększenie siły mięśniowej w obrębie kończyny górnej poddanej terapii. Jednak największą poprawę wszystkich mierzonych parametrów uzyskano w grupie, gdzie zastosowano wielowarstwowe kompresyjne bandażowanie.

Innym obszarem badań, w których brałem udział, jest ocena skuteczności różnych metod fizjoterapeutycznych w leczeniu trudno gojących się ran i owrzodzeń żylnych goleni. Stosowane obiektywne metody do oceny to planimetria cyfrowa (metoda obliczania powierzchni rany lub owrzodzenia) oraz pomiar temperatury powierzchni tkanek za pomocą kamery termowizyjnej. Wyniki tych badań zostały zaprezentowane w pracy:

Taradaj J, **Halski T**, Kucharzewski M, Urbanek T, Halska U, Kucio C. *Effect of Laser Irradiation at Different Wavelengths (940,808, and 658 nm) on Pressure Ulcer Healing: Results from a Clinical Study*. Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine 2013 (2013): 1-8

<http://dx.doi.org/10.1155/2013/960240>

Badania dotyczyły oceny skuteczności laseroterapii o trzech długościach fali: 940,808 i 658 nm w leczeniu odleżyn. Efektywność terapii określano procentową redukcją powierzchni odleżyn oraz procentem całkowitych wyleczeń po 1 miesiącu oraz po 3 miesiącach od zakończenia miesięcznej terapii. Pacjenci przydzieleni do czterech grup: pierwsza, druga i trzecia grupa naświetlane odleżyny promieniowaniem laserowym odpowiednio o długości fali 940, 808 i 658 oraz czwarta grupa, w której odleżyny były naświetlane tzw. laserem „zaślepionym”, czyli z wyłączonym urządzeniem nie emitującym żadnego promieniowania. Wyniki jednoznacznie wskazały, że efektywnym zabiegiem było naświetlanie jedynie promieniowaniem o długości 658 nm, zarówno w zakresie procentowej redukcji powierzchni odleżyn, jak i w procencie całkowitych wyleczeń. Natomiast pozostałe długości fal promieniowania laserowego nie spowodowały poprawy stanu pacjentów.

Wyniki tych badań stały się podstawą opracowanego przez zespół międzynarodowy, którego jestem członkiem, kierowany przez prof. dr hab. Jakuba Taradaję, projektu badań naukowych pod tytułem **„Effect of laser irradiation at different wavelengths (940, 808, and 658 nm) on the expression of angiogenic markers in human pressure ulcers”**, Projekt otrzymał grant naukowy European Pressure Ulcer Advisory Panel na lata 2015-18. Jego wyniki będą wykorzystane do opracowania kolejnej edycji algorytmu “Prevention and Treatment of Pressure Ulcers: Clinical Practice Guideline” w 2019 roku.

Brałem również udział w badaniach dotyczących oceny wpływu masażu ścięgien i mięśni u szczurów poddanych długotrwałemu wysiłkowi fizycznemu na zmiany strukturalne tkanek i proces angiogenezy, których wyniki zostały opublikowane w pracach:

1. Andrzejewski W, Kassolik K, Dzięgiel P, Puła B, Ratajczak-Wielgomas K, Jabłońska K, Kurpas D, **Halski T**, Podhorska-Okołów M. *Effects of Synergistic Massage and Physical Exercise on the Expression of Angiogenic Markers in Rat Tendons*. BioMed Research International (Journal of Biomedicine and Biotechnology) 2014 vol.2014; art. ID 878095, doi:10.1155/2014/878095.
2. Andrzejewski W, Kassolik K, Dzięgiel P, Puła B, Ratajczak-Wielgomas K, Jabłońska K, Kurpas D, **Halski T**, Kobierzycki C, Podhorska-Okołów M. *Massage may initiate tendon structural changes – preliminary study*. In Vivo May-June 2015; 29(3): 365-369.
3. Andrzejewski W, Kassolik K, Kobierzycki C, Grzegorzówka J, Ratajczak-Wielgomas K, Jabłońska K, **Halski T**, Dzięgiel P, Gworys B, Podhorska-Okołów M. *Increased skeletal muscle expression of VEGF induced by massage and exercise*. Folia Histochemica et Cytobiologica 2015;53(2)

Nowe zagadnienia badawcze, którymi zacząłem się interesować od 2014 roku to zastosowanie terapii falą uderzeniową w leczeniu trudno gojących się ran:

Dymarek R, **Halski T**, Ptaszkowski K, Słupska L, Rosińczuk J, Taradaj J. *Extracorporeal shock wave therapy as an adjunct wound treatment: a systematic review of the literature*. Ostomy Wound Manage 2014; 60(7): 26-39

oraz wpływ terapii uderzeniowej na spastyczność kończyn u pacjentów po udarze mózgu:

Dymarek R, Ptaszkowski K, Słupska L, **Halski T**, Taradaj J, Rosińczuk J. *Effects of extracorporeal shock wave on Upper and Lower limb spasticity In post-stroke patients: A narrative review*. Topics in Stroke Rehabilitation 2016; 4: 293-303; <http://dx.doi.org/10.1080/10749357.2016.1141492>

Obie prace stanowią podstawę teoretyczną do przygotowywanych badań dotyczących zastosowania fali uderzeniowej w terapii wybranych chorób.

Podsumowując moją działalność naukową chciałbym zwrócić szczególną uwagę nie tylko na kierowanie się zasadami EBM w badaniach, w których brałem udział, ale też na ich praktyczny charakter. Wiele tych badań pozwoliło na określenie wpływu danego czynnika stosowanego w różnych fizjoterapeutycznych zabiegach i metodach. Najczęściej stosowaną przeze mnie metodą badawczą była metoda elektromiografii powierzchniowej. Aż w 23 pracach użyłem tej metody. W pozostałych badaniach do pomiarów zmian mierzonych wybranych parametrów wykorzystywałem inne obiektywne metody, takie jak termowizja, planimetria cyfrowa czy też metody biologii molekularnej i immunohistochemicznej.

Opis, 29.09.2017 Tomasz Halski