

Srokowski Grzegorz, Piekorz Zuzanna, Siedlaczek Marcin, Kowalik Tomasz, Paduch Daria, Srokowska Anna, Zukow Walery. Wpływ prądów TENS średniej częstotliwości na czynność bioelektryczną mięśni prostowników nadgarstka = The influence of mid-frequency TENS currents on bioelectrical activity of the wrist extensor muscles. Journal of Education, Health and Sport. 2015;5(9):768-791. ISSN 2391-8306. DOI <http://dx.doi.org/10.5281/zenodo.44371>
<http://ojs.ukw.edu.pl/index.php/johs/article/view/2015%3B5%289%29%3A768-791>
<https://pbn.nauka.gov.pl/works/688573>
Formerly Journal of Health Sciences. ISSN 1429-9623 / 2300-665X. Archives 2011–2014
<http://journal.rsw.edu.pl/index.php/JHS/issue/archive>

Deklaracja.

Specyfika i zawartość merytoryczna czasopisma nie ulega zmianie.
Zgodnie z informacją MNIŚW z dnia 2 czerwca 2014 r., że w roku 2014 nie będzie przeprowadzana ocena czasopism naukowych; czasopismo o zmienionym tytule otrzymuje tyle samo punktów co na wykazie czasopism naukowych z dnia 31 grudnia 2014 r.

The journal has had 5 points in Ministry of Science and Higher Education of Poland parametric evaluation. Part B item 1089. (31.12.2014).

© The Author (s) 2015;

This article is published with open access at License Open Journal Systems of Kazimierz Wielki University in Bydgoszcz, Poland and Radom University in Radom, Poland
Open Access. This article is distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Noncommercial License which permits any noncommercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original author(s) and source are credited. This is an open access article licensed under the terms of the Creative Commons Attribution Non Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/>) which permits unrestricted, non commercial use, distribution and reproduction in any medium, provided the work is properly cited.
This is an open access article licensed under the terms of the Creative Commons Attribution Non Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/>) which permits unrestricted, non commercial use, distribution and reproduction in any medium, provided the work is properly cited.
The authors declare that there is no conflict of interests regarding the publication of this paper.
Received: 25.08.2015. Revised 25.09.2015. Accepted: 30.09.2015.

Wpływ prądów TENS średniej częstotliwości na czynność bioelektryczną mięśni prostowników nadgarstka The influence of mid-frequency TENS currents on bioelectrical activity of the wrist extensor muscles

Grzegorz Srokowski¹, Zuzanna Piekorz¹, Marcin Siedlaczek¹, Tomasz Kowalik²,
Daria Paduch¹, Anna Srokowska², Walery Zukow³

1. Katedra Fizjoterapii Zakład Kinezyterapii i Masażu Leczniczego, UMK w Toruniu CM im. L. Rydygiera w Bydgoszczy, ul. Techników 3, 85- 000 Bydgoszcz
2. Katedra i Zakład Podstaw Kultury Fizycznej, UMK w Toruniu CM im. L. Rydygiera w Bydgoszczy, ul. Świętojańska 20, 85- 077 Bydgoszcz
3. Wydział Kultury Fizycznej, Zdrowia i Turystyki, Uniwersytet Kazimierza Wielkiego w Bydgoszczy

Korespondencja:

Grzegorz Srokowski, Katedra Fizjoterapii Zakład Kinezyterapii i Masażu Leczniczego, UMK w Toruniu CM im. L. Rydygiera w Bydgoszczy, ul. Techników 3 85 - 810 Bydgoszcz, g.srokowski@gmail.com

Anna Srokowska, Katedra i Zakład Podstaw Kultury Fizycznej, UMK w Toruniu CM im. L. Rydygiera w Bydgoszczy, ul. Świętojańska 20, 85 - 077 Bydgoszcz, a.srokowska@cm.umk.pl

Streszczenie

Wstęp: W świecie dynamicznego rozwoju techniki i nauki, z których człowiek czerpie wiele korzyści, łatwo jest spotkać na drodze przeszkody, które są zagrożeniem dla naszego zdrowia oraz prawidłowego funkcjonowania.

Cel pracy: Istotnym problemem badawczym jest wpływ poszczególnych zabiegów fizykalnych na konkretną grupę mięśniową. Dzięki badaniom za pomocą EMG możemy skutecznie ocenić skutki terapii po zastosowaniu prądów TENS średniej częstotliwości. Celem pracy była analiza z wykorzystaniem EMG, wpływu prądów TENS średniej częstotliwości na czynność bioelektryczną mięśni prostowników nadgarstka.

Wyniki badań własnych: Szczegółowe wyniki przeprowadzonych badań przedstawiono w tabelach i zilustrowano wykresami.

Material i metoda: W badaniach uczestniczyło 19 osób, które nie zgłosiły większych dolegliwości ze strony badanej grupy mięśniowej. W grupie badawczej uczestniczy zarówno kobiety jak i mężczyźni. Głównym narzędziem badawczym, które pozwoliło na analizę badań był pomiar za pomocą EMG, gdzie została oceniona czynność bioelektryczna (różnica potencjałów) mięśni w spoczynku, podczas skurczu koncentrycznego w ruchu zgięcia grzbietowego nadgarstka oraz wykonanie próby maksymalnego skurczu dowolnego MVC. Analiza zapisu EMG mięśnia prostownika promieniowego nadgarstka oraz prostownika łokciowego nadgarstka wykazała spadek częstotliwości wyładowań bioelektrycznych mięśnia pod wpływem działania prądów TENS średniej częstotliwości.

Wnioski

1. Analiza zapisu EMG mięśnia prostownika promieniowego nadgarstka oraz prostownika łokciowego nadgarstka wykazała spadek częstotliwości wyładowań bioelektrycznych mięśnia pod wpływem działania prądów TENS średniej częstotliwości. Badanie to pozwala na obiektywne udokumentowanie aktywności mięśni zaangażowanych w ruch podczas czynności funkcjonalnych.

2. Kinezyologiczne EMG pozwala na szybką i skuteczną możliwość weryfikacji działania prądów TENS podczas postępowania rehabilitacyjnego, jest skuteczną metodą terapeutyczną.

Słowa kluczowe: elektrostymulacja, TENS, EMG.

Abstract

Introduction: In the world with dynamic progress in technology and science where human is taking a lot benefits. Its easy to meet on our way obstacles which are dangerous for our health and proper functioning of the body.

The aim of the study: Main problem of research is influence invidual physical treatments on specific group of muscles. Because of surveys where we are using EMG we can successfully judge effects of therapy after we used currents TENS with midium frequency. Purpose of my thesis was analysis influence of currents TENS with midium frequency on bioelectric function of muscles rectifiers wrist.

Material and methods: In reasearch took part 19 people, which didn't say anything about disorder with tested group of musles. In this group took part women and mans. The main instrument which allowed for analysis researches was survey with help EMG where we valued bioelectric function (potentials difference) not active muscles during concentrix contraction astir tergal flexion of wrist and make test of maximum any contraction - MVC. Analysis of record sEMG muscle rectifier radial of wrist and muscle rectifier cubital of wrist showed decrease in frequency bioelectric dischargers of muscle because of work currents TENS with midium frequency.

Results of the study: The detailed results of the study are presented in tables and illustrated on the graphs

Conclusions:

1. Analysis of the ECG radial wrist extensor muscle and ulnaris showed a decrease in firing rate of bioelectric muscle under the influence of currents of medium frequency TENS. This study allows for an objective document activity involved in muscle movement during functional activities.

2. Kinesiology EMG allows for quick and effective action possible to verify TENS currents during the rehabilitation procedure, it is an effective therapeutic method.

Key words: electrostimulation, TENS, EMG.

Wstęp.

Pobudliwością nazywamy zdolność komórki do reagowania na bodźce i odpowiedniej reakcji na bodziec, czyli zmianą metabolizmu. Celem bodźca jest wywołanie pobudzenia komórki, co w konsekwencji prowadzi do zmiany jej środowiska zewnętrznego lub wewnętrznego. Podczas doboru każdego bodźca należy dokładnie określić jego siłę (amplitudę), czas narastania do wartości progowej oraz czas trwania. Pobudzenie komórki nerwowej lub mięśniowej związane jest ze zmianą potencjału. Proces ten możemy wywołać za pomocą potencjału elektronicznego (wywołana reakcja nie rozprzestrzenia się biernie i ma charakter miejscowy) oraz za pomocą impulsu (rozprzestrzeniającego się potencjału czynnościowego). [1, 2]

Elektromiografia (EMG) jest techniką, za pomocą której uzyskujemy, nagrywamy i analizujemy sygnały mioelektryczne. Sygnały mioelektryczne występują na skutek zmian fizjologicznych w stanie błon komórkowych włókien mięśniowych. W klasycznym, neurologicznym EMG badamy sztuczną odpowiedź mięśnia na zewnętrzną stymulację elektryczną w warunkach statycznych. Kinezyjologiczne EMG jest to badanie aktywności nerwowo-mięśniowej podczas badań postawy, pracy, ruchów funkcjonalnych, leczenia, treningu, napięcia spoczynkowego mięśni, aktywności badanych mięśni podczas skurczu oraz stopień relaksacji mięśni po wykonanej pracy, stabilności skurczu, czasu reakcji na polecenie wykonania skurczu oraz rozkurczu, aktywności antagonistów lub synergistów działających grup mięśni. Podczas interpretacji EMG bardzo ważnym czynnikiem jest określenie ruchu lub aktywności, która spowodowała zmiany w zapisie EMG. Podstawowym elementem badania EMG jest określenie pozycji (kąąt w stawie lub długość mięśnia) oraz fazy skurczu (zginanie lub prostowanie). [3, 4, 5, 6, 7]

Badanie aktywności mięśniowej jest nieinwazyjne i bezbolesne. Wykorzystanie EMG podczas badania pozwala na obiektywne i ilościowe udokumentowanie aktywności mięśni zaangażowanych w ruch. Daje nam możliwość kontroli skuteczności postępowania usprawniającego w procesie rehabilitacji. Dla pacjenta stanowi bardzo dobre źródło informacji podczas nauczania motorycznego. W pierwszym etapie reedukacji nerwowo-mięśniowej stosowanie kinezyjologiczne EMG dostarcza zastępczą informację zwrotną, tzw. biofeedback. Stosowanie biofeedbacku umożliwia pacjentowi aktywizowanie osłabionych mięśni, obniżanie zwiększonego napięcia mięśniowego, poprawę koordynacji oraz współpracy pomiędzy agonistami, antagonistami i synergistami. Działania te w konsekwencji prowadzą do zmniejszenia bólu i dysfunkcji narządu ruchu. W wyniku tego korzyści płynące

z zastosowania EMG podczas rehabilitacji są niepodważalne i dają nam wiele możliwości terapeutycznych oraz korzystnie wpływają na proces rehabilitacji. Biofeedback w fizjoterapii swoje zastosowanie znalazł w leczeniu urazów sportowych, uszkodzeń tkanek miękkich, przewlekłych zespołów bólowych, reedukacji nerwowo- mięśniowej(rehabilitacji neurologicznej). [7, 8, 9, 10, 11]

Kluczowym momentem w zastosowaniu elektroterapii jako procesu terapeutycznego było odkrycie na początku XIX w cewki indukcyjnej, która wytwarzała prądy wystarczające do stymulacji nerwów. W roku 1900 wynaleziono alternator, który wytwarzał prąd zmienny. D'Arsonval (francuski naukowiec) odkrył, że prąd zmienny o częstotliwości kHz jest najlepszy do wywołania komfortowego skurczu mięśnia. W latach 50 XX wieku Nemecek popularyzował terapię prądami interferencyjnymi(prąd zmienny o częstotliwości około 4kHz), służący do terapii nerwów i mięśni. W latach siedemdziesiątych XX wieku Kotz po raz pierwszy zastosował prąd, którego celem było wzmocnienie siły mięśniowej (prąd zmienny o częstotliwości 2,5 kHz). Nowoczesne aparaty do stymulacji dają nam możliwość zastosowania różnego typu prądów. Terapeuta w zależności od potrzeby może zmieniać szerokość impulsu, jego kształt, częstotliwość. Zastosowanie odpowiedniej stymulacji uzależnione jest od celu jaki chcemy osiągnąć za pomocą terapii. [12]

Rodzaje prądów możemy podzielić wg dwóch klasyfikacji. W pierwszej klasyfikacji pod uwagę brany jest rodzaj prądu i jego parametry fizyczne: prąd stały, zmienny, impulsowy. W drugim rodzaju klasyfikacji pod uwagę brany jest twórca prądu: prąd Faradaya, TENS, diadynamiczny, interferencyjny, wysokonapięciowy prąd impulsowy, prąd galwaniczny [13]

Przezskórna elektrostymulacja nerwów (TENS) stosowana jest w celu pobudzenia włókien nerwowych. Jest to prąd impulsowy, wytwarzany przez aparaty zasilane baterią, służący głównie do terapii przeciwbólowej. Prąd wytwarzany przez aparaty jest prądem stałym z częstotliwością od 1 do 120 Hz. Szerokość impulsu mieści się w granicach od 50 do 200us, a kształtem przypomina prostokąt. W metodzie tej prąd oddziałuje na zakończenia wyspecjalizowanych włókien nerwowych znajdujących się w skórze (tzw. włókna A), dzięki którym do mózgu docierają informacje o ułożeniu ciała. [14, 15, 16]

Powodzenie w prowadzeniu terapii gwarantują odpowiednio dobrane parametry impulsu, metoda i technika. Zabieg stymulacji prądami TENS powinien być dobrany indywidualnie do każdego pacjenta. Kształt prostokątny lub kwadratowy impulsu stosowany jest w stymulacji przeciwbólowej u grupy pacjentów ze zwiększoną wrażliwością na prąd elektryczny bądź gdy dolegliwości bólowe wynikają z uszkodzenia włókien nerwowych. Efekty po zastosowaniu tego typu impulsów pojawiają się już w trakcie stymulacji lub bezpośrednio po jej zakończeniu. Kluczowe znaczenie w osiągnięciu pozytywnego efektu leczniczego jest dobór odpowiedniej częstotliwości impulsów. Aby uzyskać natychmiastową ulgę w bólu stosowana jest częstotliwość w zakresie 80-100 Hz. Prąd impulsowy, o wysokiej częstotliwości (40-100 Hz) daje możliwość wybiórczego pobudzenia grubych włókien aferentnych ze względu na spowodowanie szybkiej depolaryzacji włókien nerwowych. [12,15,17]

Czas trwania impulsu, który wykorzystywany jest w terapii TENS mieści się w zakresie 40-500 us. Należy pamiętać, że włókna czuciowe i ruchowe różnią się od siebie chronaxją, zdolnością akomodacji i progiem pobudliwości. Według Alona dla stymulacji czuciowej najlepszy jest zakres impulsu pomiędzy 20-100us, zaś dla stymulacji ruchowej 20-200us. Jeśli mamy do czynienia z uszkodzeniem układu mięśniowo- nerwowego optymalne będzie zastosowanie impulsu o czasie trwania 200-300us. [14, 17]

Natężenie prądu stosowanego w terapii dostosowywane jest indywidualnie do

każdego pacjenta. Podczas zabiegu mamy dwie możliwości dostosowania natężenia. W pierwszej możliwości natężenie prądu wywołuje delikatne mrowienie. W drugiej natężenie prądu powoduje bardzo mocne odczucie i doprowadza w obszarze stymulowanym do skurczu mięśniowego. [17]

Model aktywacji skurczu mięśnia jest różny dla skurczu wywołanego elektrostymulacją a skurczu dowolnego. W modelu tym możemy wyróżnić trzy zasadnicze różnice. Po pierwsze, w trakcie stymulacji elektrycznej występują synchroniczne wyładowania wszystkich włókien nerwowych, które są pobudzane. Do uzyskania skurczu, w którym nie będzie występowało drżenie stosuje się częstotliwość powyżej 20Hz. Po drugie elektrostymulacja nie uaktywnia jednostek ruchowych w takiej samej kolejności jak przy skurczu dowolnym. W wyniku elektrycznej stymulacji mięśnia poprzez nerwy ruchowe obserwujemy skutki natychmiastowe i późne. Do efektów natychmiastowych zaliczamy skurcz mięśnia oraz zwiększenie jego siły, co jest wynikiem przeprogramowania ośrodkowego układu nerwowego. Do zmian późnych zaliczamy zmiany naczyniowe, wzmocnienie mięśnia oraz transformację włókien mięśniowych. Przystosowanie nerwowe jest natychmiastowe, w wyniku czego obserwujemy zmiany we wzorze oraz ilości aktywacji nerwowej. Po długim czasie pojawia się dopiero plastyczność włókna mięśniowego jako następstwo stymulacji elektrycznej. Elektrostymulację mięśnia zdrowego prowadzimy w celu: wzmocnienia siły mięśniowej, zwiększenia wytrzymałości mięśnia, kontroli ruchowej mięśnia, wzmocnienia po zabiegu operacyjnym, zapobieganiu atrofii, zmiany struktury mięśnia, zwiększenia zakresu ruchu w stawie. [12]

Założenia i cel pracy

Zabieg elektrostymulacji pozwala nam na wywołanie reakcji ruchowej grupy mięśni lub mięśnia. Efekt ten możemy osiągnąć dzięki zmianie natężenia prądu o różnej częstotliwości, szerokości czy kształcie impulsu. Do jednych z zabiegów wywołujących reakcję motoryczną, należy elektrostymulacja prądami TENS średniej częstotliwości.

Do badań pozwalających ocenić pracę mięśni podczas poszczególnych czynności należy powierzchniowe EMG. Jest to badanie oceniające potencjały elektryczne związane z aktywnością spoczynkową i wysiłkową mięśni. Dodatkową zaletą EMG jest możliwość łatwego udokumentowania postępów wynikających z rehabilitacji. Z racji tego, że jest to badanie nieinwazyjne i bezbolesne pacjenci chętniej poddają się rehabilitacji z jego zastosowaniem. Często EMG określane jest jako metoda przyszłościowa, która potrzebuje dalszego postępu technologicznego oraz większej ilości badań dotyczących możliwości wykorzystania go w praktyce klinicznej.

Celem pracy była ocena wpływu prądów TENS średniej częstotliwości na czynność bioelektryczną mięśni prostownika promieniowego nadgarstka oraz prostownika łokciowego nadgarstka. W związku z celem pracy sformułowano następujące problemy badawcze:

1. Czy analiza EMG jest skuteczna w ocenie efektów stymulacji prądami TENS średniej częstotliwości mięśni prostownika promieniowego nadgarstka oraz prostownika łokciowego nadgarstka?
2. Czy terapia za pomocą prądów TENS w połączeniu z badaniem EMG daje nam nowe możliwości terapeutyczne?

Materiał i metody badań

Badania zostały przeprowadzone w SP WZOZ MSW Bydgoszczy. Wzięło w nich udział 19 osób, z czego 13 osób to kobiety a 6 to mężczyźni. Przebadane zostały osoby pełnoletnie, które zapoznały się z programem badań i wyraziły na nie zgodę, nie zgłaszając żadnych przeciwwskazań do uczestnictwa. Średnia wieku badanych wyniosła niespełna 27 lat

(26 lat i 9 miesięcy). Nieznacznie starszymi okazali się mężczyźni. Różnica rzędu pół roku. Średni wiek mężczyzn – ponad 27 lat (27 lat i 2 miesiące), przy średniej kobiet, niespełna 27 lat (26 lat i 7 miesięcy). Badanych podzielono na dwie grupy wiekowe do 25 lat oraz powyżej 25 lat. Liczniejszą grupę stanowili badani w wieku do 25 lat – 12 osób. Większość badanych zgłosiła, że nie miała dolegliwości ze strony mięśni prostowników nadgarstka podczas czynności dnia codziennego – 16 osób. Tylko 2 osoby wskazały, że doznały urazu prawej ręki. W jednym przypadku był to zerwany przyczep mięśnia bicepsa, w drugim było to złamanie. Większość badanych oceniła swój aktualny stan zdrowia jako dobry – 17 osób. Nikt nie ocenił go jako zły. Wszyscy badani wskazali, że są osobami praworęcznymi. Tylko 2 osoby wskazały, na wcześniejsze stosowanie zabiegów elektrostymulacji. Większość badanych, zadeklarowała wykonywanie pracy fizycznej – 16 osób.

W pierwszym etapie badani zostali poddani pomiarowi EMG za pomocą aparatu Noraxon MyoTrace400. Pomiarowi została poddana czynność mięśni prostowników nadgarstka prawej ręki: mięśnia prostownika promieniowego nadgarstka oraz mięśnia prostownika łokciowego nadgarstka. Zmierzona została czynność bioelektryczna (różnica potencjałów) mięśni w spoczynku, podczas skurczu koncentrycznego w ruchu zgięcia grzbietowego nadgarstka oraz wykonano próbę maksymalnego skurczu dowolnego- MVC. Faza pierwsza trwała 5 sekund, zgięcie grzbietowe również trwało 5 sekund (faza druga), faza trzecia- MVC trwała 10 sekund.

W drugim etapie badania pacjenci zostali poddani stymulacji prądami TENS o następujących parametrach:

- częstotliwość 100 Hz
- czas trwania impulsu 250 us
- natężenie regulowane względem odczucia pacjenta
- czas trwania stymulacji 20 minut

Trzeci etap stanowił pomiar zapisu EMG mięśnia prostownika promieniowego nadgarstka oraz mięśnia prostownika łokciowego nadgarstka prawej ręki po zastosowaniu stymulacji prądami TENS średniej częstotliwości.

W pracy w analizie opisowej otrzymanych wyników zastosowano tabele, w których przedstawiono liczebność. Obliczono również średnią wraz z odchyleniem standardowym. W pracy zastosowano również, nieparametryczny test kolejności par Wilcoxon, do oceny różnic jednej cechy pomiędzy dwoma (grupami). Współzależność pomiędzy dwiema zmiennymi, obliczono za pomocą współczynnik korelacji R Spearmana. Współzależność pomiędzy dwiema zmiennymi, obliczono za pomocą nieparametrycznego Testu U Manna-Whitneya, do oceny różnic jednej cechy pomiędzy dwoma populacjami (grupami). Wszystkie obliczenia i ryciny wykonano arkuszem kalkulacyjnym Microsoft Excel i Statistica 10.0.

Wyniki.

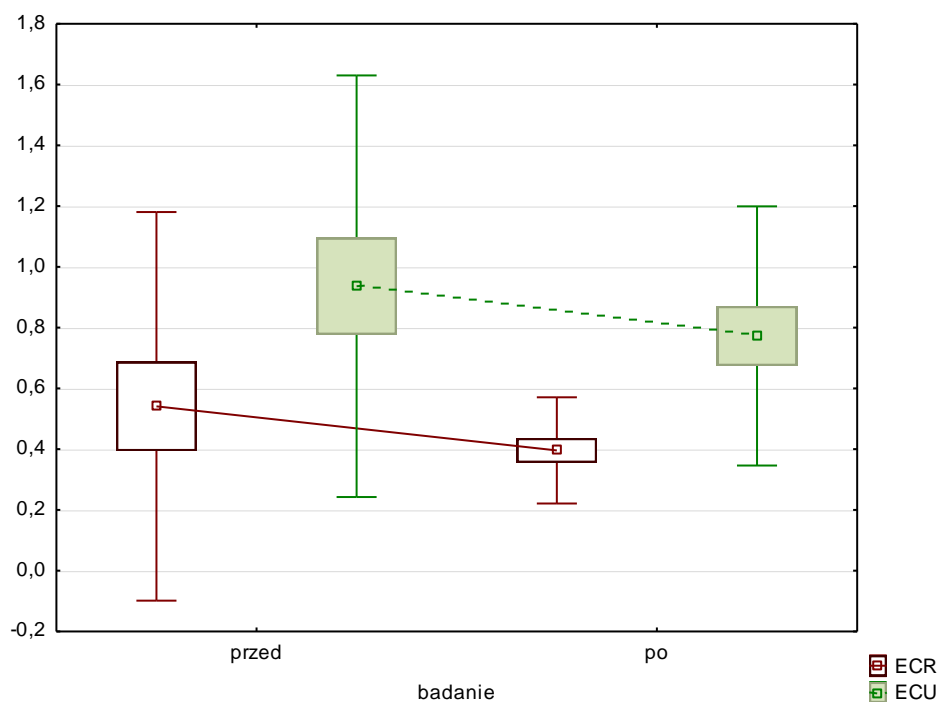
Analiza wpływu prądów na czynność bioelektryczną mięśni prostowników nadgarstka

I. Średnie amplitudy pracy mięśnia prostownika promieniowego podczas spoczynku przed i po terapii

badanie	N	Średnia	SD	Ufność - 95,0 %	Ufność +95,0 %	Min	Maks	Q25	mediana	Q75
przed	19	0,541	0,639	0,233	0,849	0,139	2,940	0,198	0,380	0,644
po	19	0,396	0,175	0,312	0,480	0,093	0,759	0,259	0,408	0,484

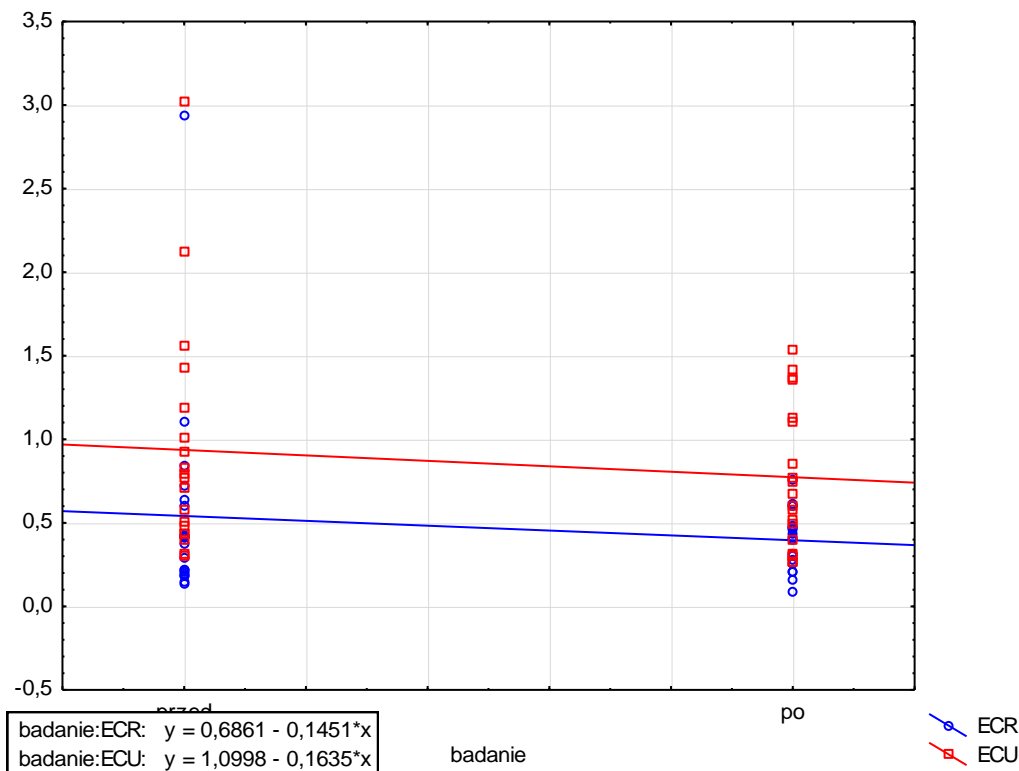
II. Średnie amplitudy pracy mięśnia prostownika łokciowego podczas spoczynku przed i po terapii

badanie	N	Średnia	SD	Ufność - 95,0 %	Ufność +95,0 %	Min	Maks	Q25	mediana	Q75
przed	19	0,936	0,694	0,602	1,271	0,306	3,020	0,435	0,765	1,190
po	19	0,773	0,426	0,567	0,978	0,264	1,540	0,400	0,669	1,130



Ryc. 1. Rozkład średnich amplitudy pracy mięśnia promieniowego i łokciowego podczas spoczynku przed i po terapii

Średnia amplituda pracy mięśnia prostownika promieniowego w spoczynku po terapii zmniejszyła się. Różnica rzędu 0,145. Podobnie średnia pracy mięśnia prostownika łokciowego w spoczynku po terapii zmniejszyła się. Różnica rzędu 0,164



Ryc. 2. Wykres rozrzutu wraz z równaniem regresji amplitudy pracy mięśnia prostownika promieniowego i łokciowego podczas spoczynku przed i po terapii

III. Różnice amplitudy pracy mięśnia prostownika promieniowego i łokciowego podczas spoczynku przed i po terapii

pozycja	N	T	Z	p
ECR przed & ECR po	19	91,000	0,161	0,872
ECU przed & ECU po	19	73,000	0,885	0,376

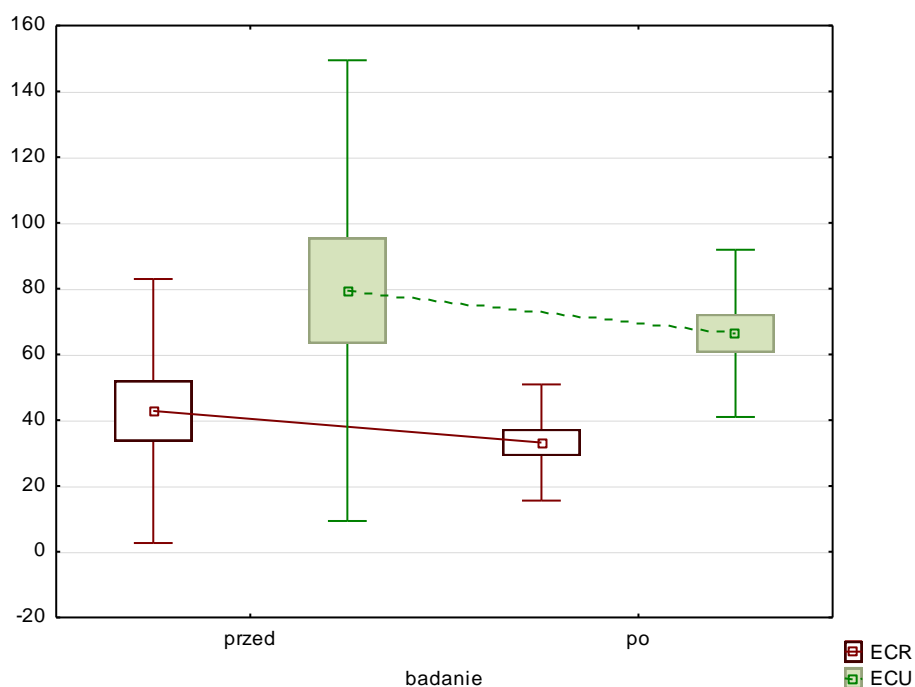
Ze względu na poziom istotności ($p > 0,05$), nie odnotowano istotnych statystycznie różnic w wynikach amplitudy pracy mięśnia prostownika promieniowego i łokciowego w spoczynku przed i po terapii.

IV. Średnie amplitudy pracy mięśnia prostownika promieniowego podczas zgięcia przed i po terapii

badanie	N	Średnia	SD	Ufność - 95,0 %	Ufność +95,0 %	Min	Maks	Q25	mediana	Q75
przed	19	42,81	40,146	23,46	62,16	11,70	192,00	19,00	32,10	52,60
po	19	33,21	17,662	24,70	41,72	12,50	76,20	18,20	32,20	40,50

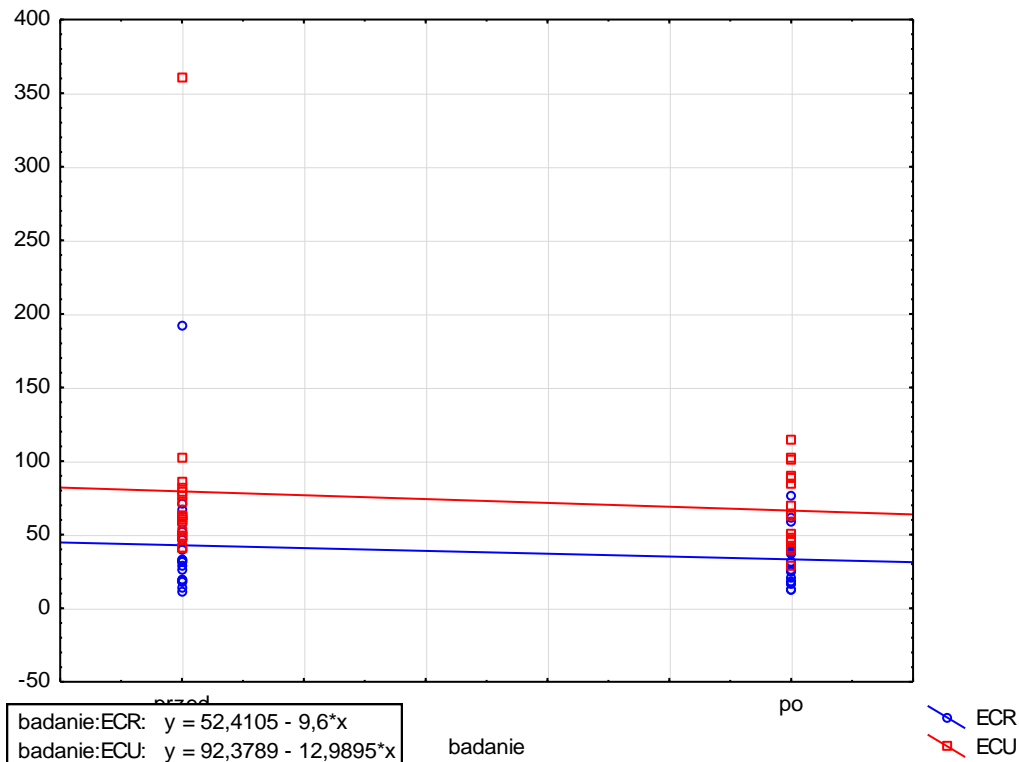
V. Średnie amplitudy pracy mięśnia prostownika łokciowego podczas zgięcia przed i po terapii

badanie	N	Średnia	SD	Ufność - 95,0 %	Ufność +95,0 %	Min	Maks	Q25	mediana	Q75
przed	19	79,39	70,058	45,62	113,16	40,60	361,00	49,80	62,90	79,00
po	19	66,40	25,417	54,15	78,65	29,30	114,00	46,70	63,60	89,20



Ryc. 3. Rozkład średnich amplitudy pracy mięśnia promieniowego i łokciowego podczas zgięcia przed i po terapii

Średnia amplituda pracy mięśnia zarówno prostownika promieniowego jak i łokciowego podczas zgięcia po terapii zmniejszyła się. W przypadku ECR różnica rzędu – 9,60, w przypadku ECU – 12,99.



Ryc. 4. Wykres rozrzutu wraz z równaniem regresji amplitudy pracy mięśnia promieniowego i łokciowego podczas zgięcia przed i po terapii

VI. Różnice amplitudy pracy mięśnia prostownika promieniowego i łokciowego podczas zgięcia przed i po terapii

pozycja	N	T	Z	p
ECR przed & ECR po	19	91,000	0,161	0,872
ECU przed & ECU po	19	94,000	0,040	0,968

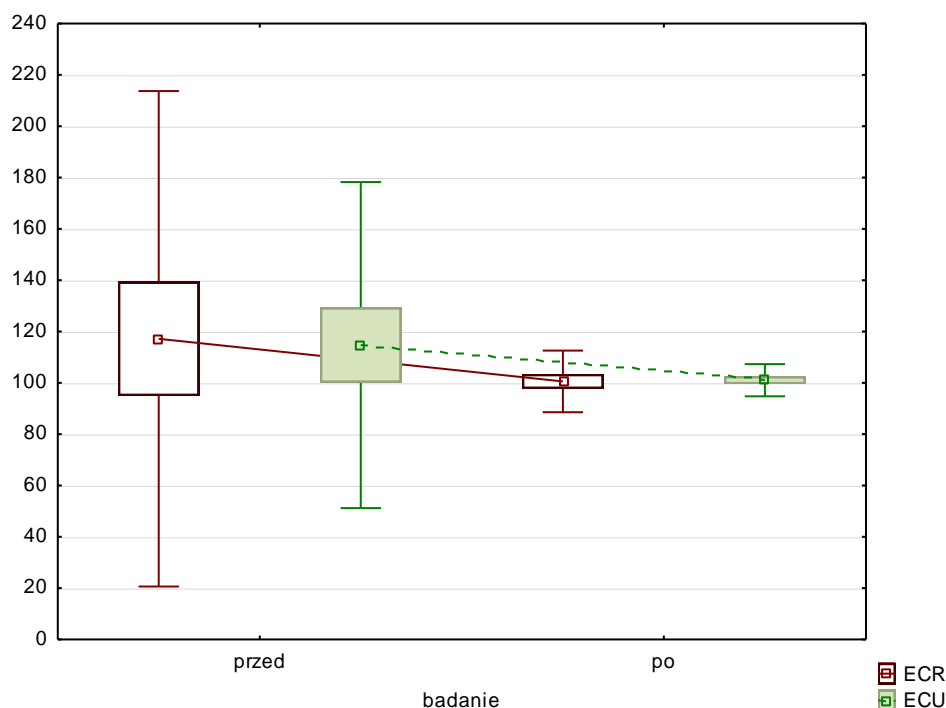
Ze względu na poziom istotności ($p > 0,05$), nie odnotowano istotnych statystycznie różnic w wynikach amplitudy pracy mięśnia prostownika promieniowego i łokciowego podczas zgięcia przed i po terapii.

VII. Średnie amplitudy pracy mięśnia prostownika promieniowego podczas dowolnego skurczu maksymalnego przed i po terapii

badanie	N	Średnia	SD	Ufność - 95,0 %	Ufność +95,0 %	Min	Maks	Q25	mediana	Q75
przed	19	117,16	96,539	70,63	163,69	66,80	512,00	86,10	98,30	109,00
po	19	100,57	12,010	94,78	106,36	72,70	116,00	94,80	105,00	109,00

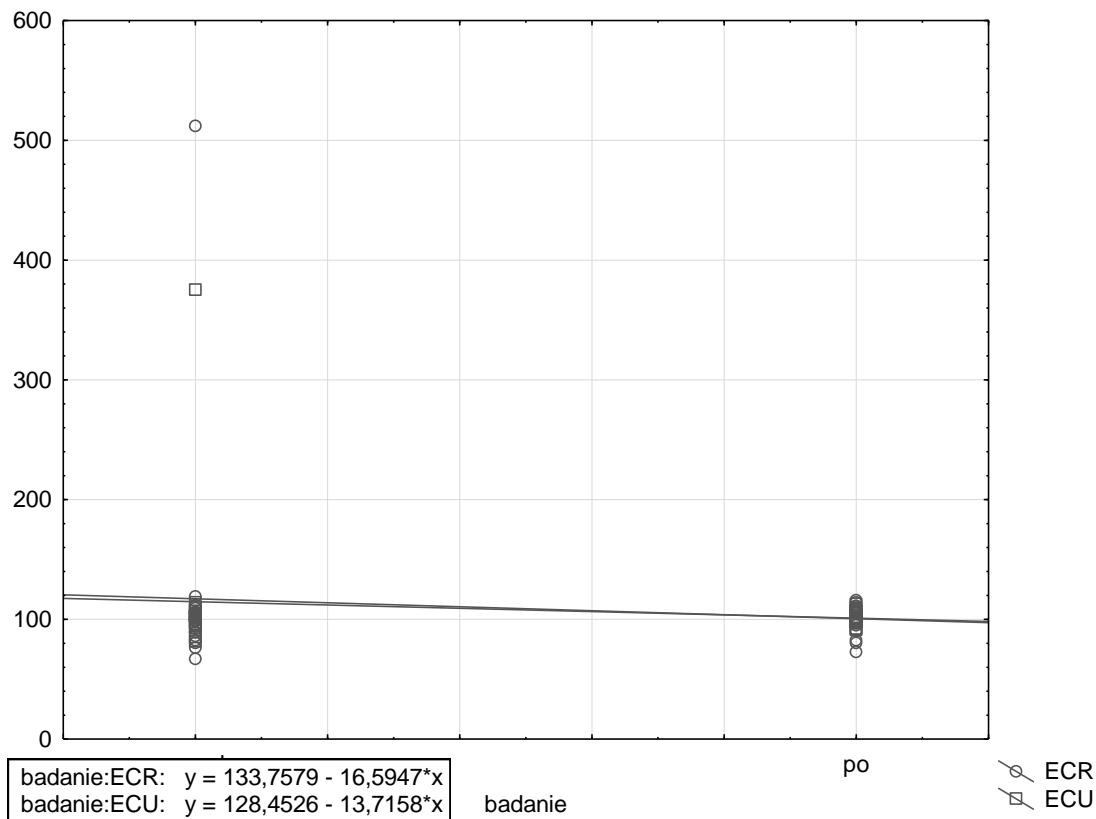
VIII. Średnie amplitudy pracy mięśnia prostownika łokciowego podczas dowolnego skurczu maksymalnego przed i po terapii

badanie	N	Średnia	SD	Ufność - 95,0 %	Ufność +95,0 %	Min	Maks	Q25	mediana	Q75
przed	19	114,74	63,513	84,12	145,35	81,50	375,00	96,10	103,00	105,00
po	19	101,02	6,277	98,00	104,05	91,40	113,00	96,80	100,00	107,00



Ryc. 5. Rozkład średnich amplitudy pracy mięśnia prostownika promieniowego i łokciowego podczas skurczu dowolnego maksymalnego przed i po terapii

Średnia częstotliwość pracy mięśnia zarówno prostownika promieniowego jak i łokciowego podczas skurczu dowolnego maksymalnego po terapii zmniejszyła się. W przypadku ECR różnica rzędu – 16,60, w przypadku ECU – 13,72.



Ryc. 6. Wykres rozrzutu wraz z równaniem regresji amplitudy pracy mięśnia promieniowego i łokciowego podczas skurczu dowolnego maksymalnego przed i po terapii

IX. Różnice amplitudy pracy mięśnia prostownika promieniowego i łokciowego podczas skurczu dowolnego maksymalnego przed i po terapii

pozycja	N	T	Z	p
ECR przed & ECR po	18	60,000	1,111	0,267
ECU przed & ECU po	18	76,000	0,414	0,679

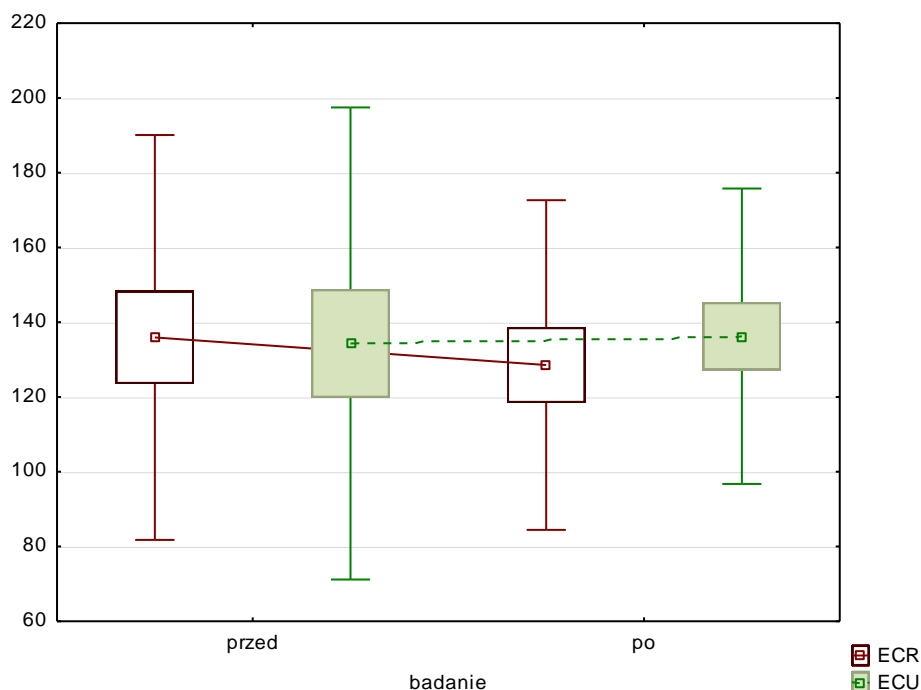
Ze względu na poziom istotności ($p > 0,05$), nie odnotowano istotnych statystycznie różnic w wynikach amplitudy pracy mięśnia prostownika promieniowego i łokciowego podczas skurczu dowolnego maksymalnego, przed i po terapii.

X. Średnie częstotliwości pracy mięśnia prostownika promieniowego podczas spoczynku przed i po terapii

badanie	N	Średnia	SD	Ufność - 95,0 %	Ufność +95,0 %	Min	Maks	Q25	mediana	Q75
przed	19	135,94	54,151	162,04	109,84	52,20	253,00	101,00	139,00	166,00
po	19	128,55	44,086	149,80	107,30	26,40	198,00	94,90	122,00	165,00

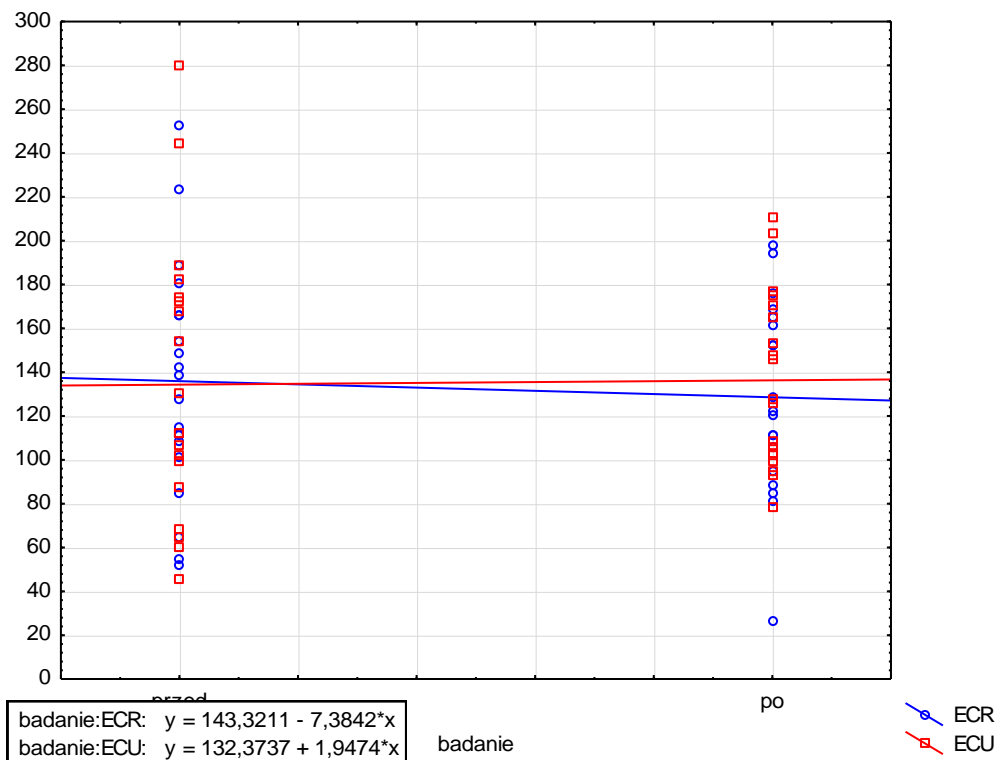
XI. Średnie częstotliwości pracy mięśnia prostownika łokciowego podczas spoczynku przed i po terapii

badanie	N	Średnia	SD	Ufność - 95,0 %	Ufność +95,0 %	Min	Maks	Q25	mediana	Q75
przed	19	134,32	63,147	164,76	103,89	45,80	280,00	87,30	112,00	174,00
po	19	136,27	39,514	155,31	117,22	78,60	211,00	102,00	128,00	171,00



Ryc. 7. Rozkład średnich częstotliwości pracy mięśnia prostownika promieniowego i łokciowego podczas spoczynku przed i po terapii

Średnia częstotliwość pracy mięśnia prostownika promieniowego w spoczynku po terapii zmniejszyła się. Różnica rzędu 7,38. Średnia pracy mięśnia prostownika łokciowego w spoczynku po terapii zwiększyła się. Różnica rzędu 1,95



Ryc. 8. Wykres rozrzutu wraz z równaniem regresji częstotliwości pracy mięśnia promieniowego i łokciowego podczas spoczynku przed i po terapii

XII. Różnice w częstotliwości pracy mięśnia prostownika promieniowego i łokciowego podczas spoczynku przed i po terapii

pozycja	N	T	Z	p
ECR przed & ECR po	19	88,000	0,282	0,778
ECU przed & ECU po	19	94,500	0,020	0,984

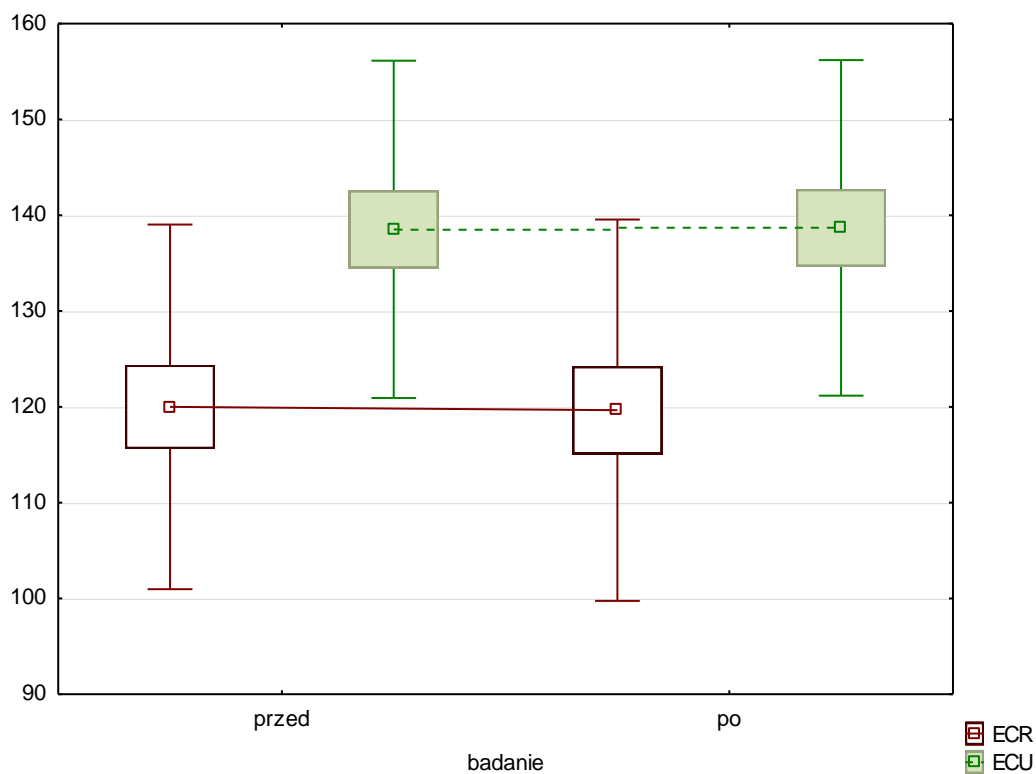
Ze względu na poziom istotności ($p > 0,05$), nie odnotowano istotnych statystycznie różnic w wynikach częstotliwości pracy mięśnia prostownika promieniowego i łokciowego podczas spoczynku przed i po terapii.

XIII. Średnie częstotliwości pracy mięśnia prostownika promieniowego podczas zgięcia przed i po terapii

badanie	N	Średnia	SD	Ufność - 95,0 %	Ufność +95,0 %	Min	Maks	Q25	mediana	Q75
przed	19	119,99	19,034	110,82	129,17	91,90	148,00	102,00	115,00	139,00
po	19	119,65	19,908	110,05	129,24	84,90	159,00	108,00	115,00	141,00

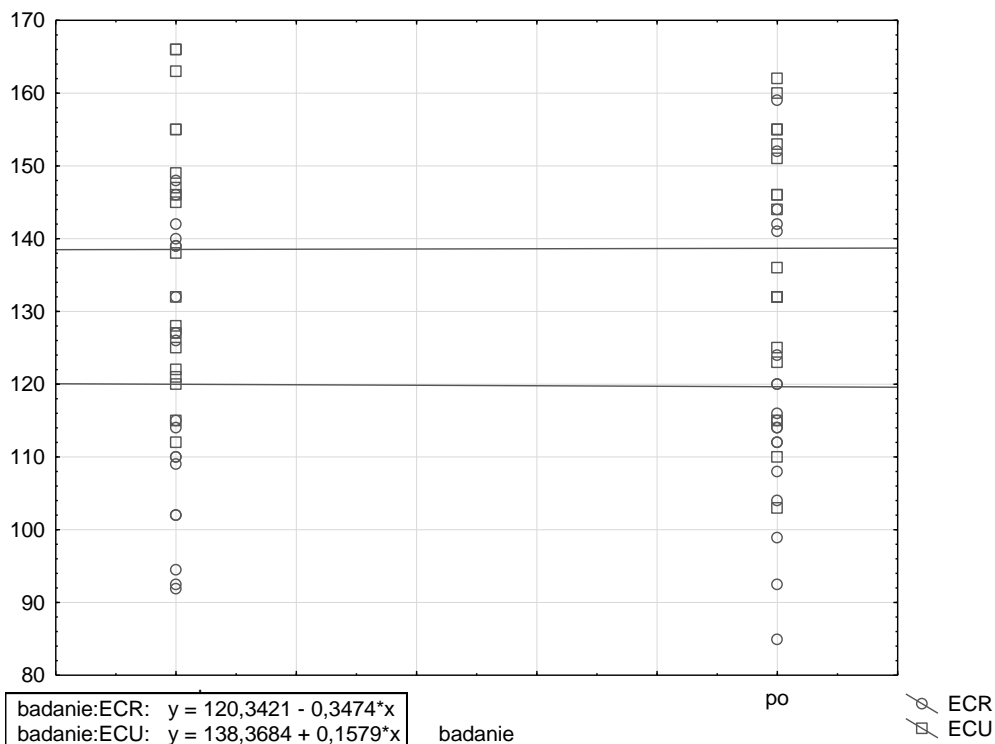
XIV. Średnie częstotliwości pracy mięśnia prostownika łokciowego podczas zgięcia przed i po terapii

badanie	N	Średnia	SD	Ufność - 95,0 %	Ufność +95,0 %	Min	Maks	Q25	mediana	Q75
przed	19	138,53	17,608	130,04	147,01	112,00	166,00	122,00	138,00	155,00
po	19	138,68	17,512	130,24	147,12	103,00	162,00	125,00	144,00	155,00



Ryc. 9. Rozkład średnich częstotliwości pracy mięśnia prostownika promieniowego i łokciowego podczas zgięcia przed i po terapii

Średnia częstotliwość pracy mięśnia prostownika promieniowego podczas zgięcia po terapii zmniejszyła się. Różnica rzędu – 0,35, w przypadku prostownika łokciowego, zwiększyła się. Różnica rzędu – 0,16.



Ryc. 10. Wykres rozrzutu wraz z równaniem regresji częstotliwości pracy mięśnia promieniowego i łokciowego podczas zgięcia przed i po terapii

XV. Różnice w częstotliwości pracy mięśnia prostownika promieniowego i łokciowego podczas zgięcia przed i po terapii

pozycja	N	T	Z	p
ECR przed & ECR po	18	78,500	0,305	0,760
ECU przed & ECU po	18	85,000	0,022	0,983

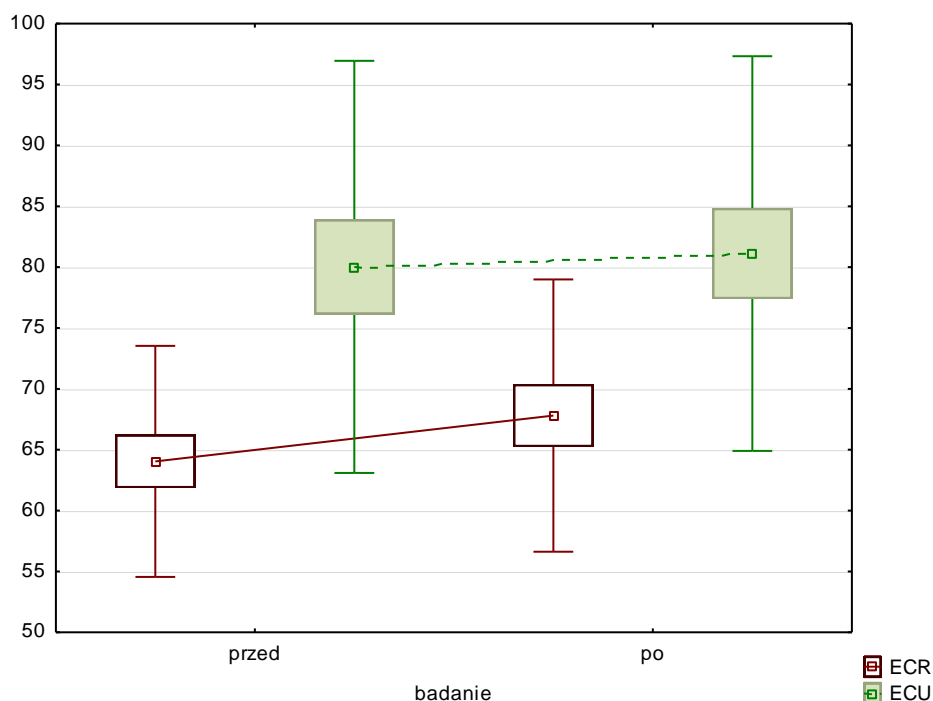
Ze względu na poziom istotności ($p > 0,05$), nie odnotowano istotnych statystycznie różnic w wynikach częstotliwości pracy mięśnia prostownika promieniowego i łokciowego podczas zgięcia przed i po terapii.

XVI. Średnie częstotliwości pracy mięśnia prostownika promieniowego podczas skurczu dowolnego maksymalnego przed i po terapii

bada nie	N	Średn ia	SD	Ufno ść - 95,0 %	Ufno ść +95,0 %	Min	Maks	Q25	media na	Q75
przed	19	64,04	9,493	59,47	68,62	49,10	88,00	58,50	60,20	70,90
po	19	67,81	11,181	62,42	73,19	49,10	88,30	60,20	64,20	76,80

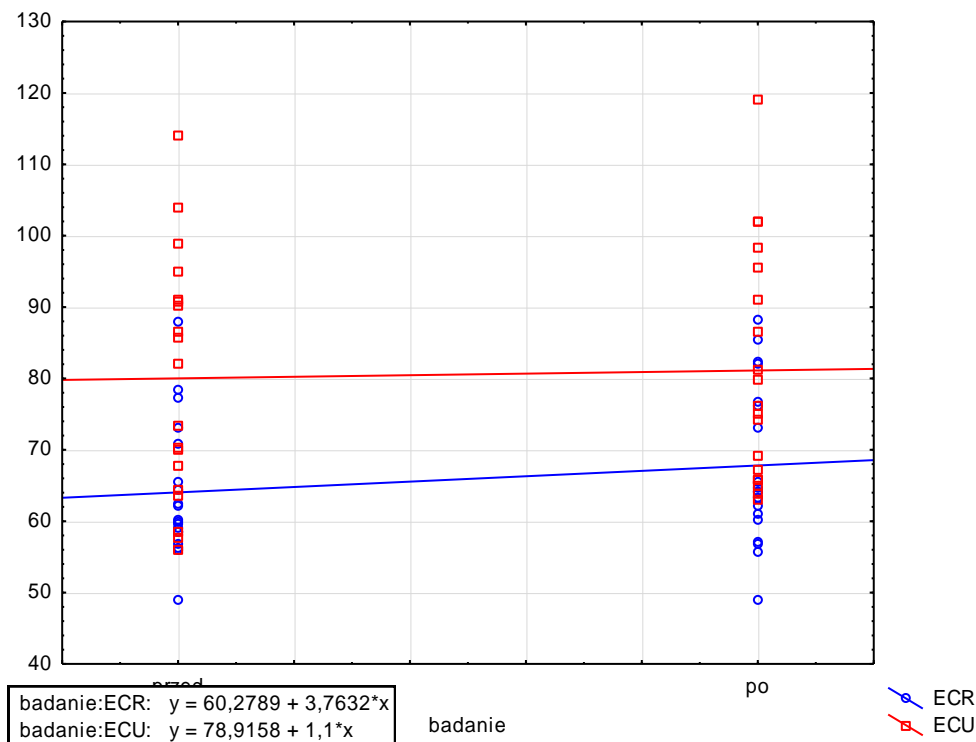
XVII. Średnie częstotliwości pracy mięśnia prostownika łokciowego podczas skurczu dowolnego maksymalnego przed i po terapii

bada nie	N	Średn ia	SD	Ufno ść - 95,0 %	Ufno ść +95,0 %	Min	Maks	Q25	media na	Q75
przed	19	80,02	16,928	71,86	88,17	56,00	114,00	64,40	82,10	91,10
po	19	81,12	16,214	73,30	88,93	63,10	119,00	65,80	76,30	95,50



Ryc. 11. Rozkład średnich częstotliwości pracy mięśnia promieniowego i łokciowego podczas skurczu dowolnego maksymalnego przed i po terapii

Średnia częstotliwość pracy mięśnia prostownika promieniowego jak i łokciowego podczas skurczu dowolnego maksymalnego po terapii zwiększyła się. W przypadku ECR różnica rzędu – 3,76, w przypadku ECU – 1,10.



Ryc. 12. Wykres rozrzutu wraz z równaniem regresji częstotliwości pracy mięśnia promieniowego i łokciowego podczas skurczu dowolnego maksymalnego przed i po terapii

XVIII. Różnice w częstotliwości pracy mięśnia prostownika promieniowego i łokciowego podczas skurczu dowolnego, maksymalnego, przed i po terapii

pozycja	N	T	Z	p
ECR przed & ECR po	19	42,000	2,133	0,033
ECU przed & ECU po	19	78,500	0,664	0,507

Ze względu na poziom istotności ($p < 0,05$), odnotowano istotną statystycznie różnicę w wynikach częstotliwości pracy mięśnia prostownika promieniowego przed i po terapii. Wynik pracy prostownika łokciowego bez istotności statystycznej.

Podjęto próbę sprawdzenia, czy różnica w wynikach przed i po terapii w poszczególnych pomiarach mięśnia prostownika promieniowego i łokciowego, zróżnicowana jest zmiennymi płć i wiek (grupy wiekowe).

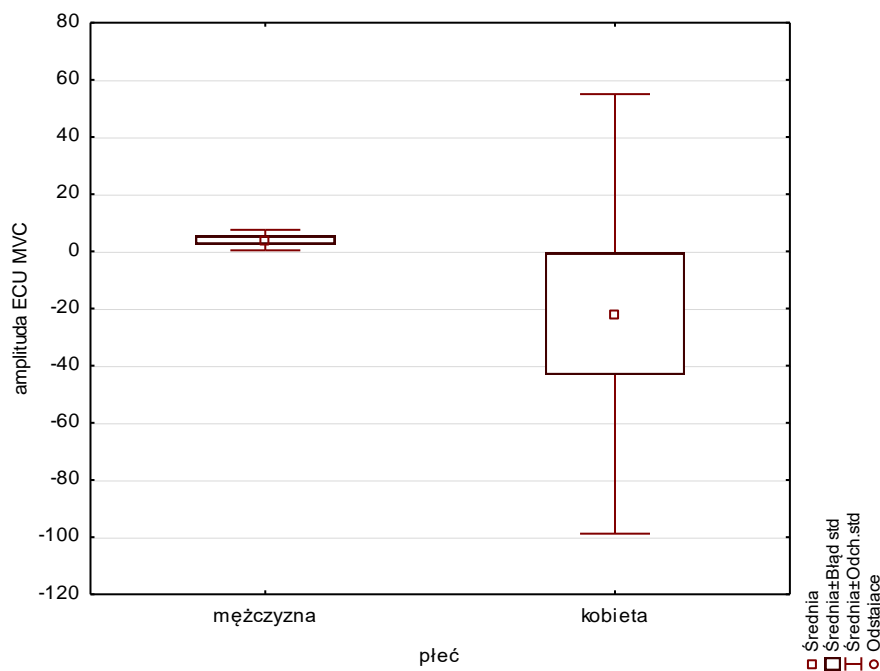
XIX. Zestawienie różnic w wynikach przed i po terapii

amplituda						częstotliwość					
spoczynek		zgięcie		MVC		spoczynek		zgięcie		MVC	
ECR	ECU	ECR	ECU	ECR	ECU	ECR	ECU	ECR	ECU	ECR	ECU
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
-0,09	-0,44	6,30	-3,40	8,20	8,00	143,10	143,00	4,40	18,00	6,70	4,90
-0,04	-0,99	29,20	37,70	18,80	7,30	44,40	102,80	13,00	9,00	11,10	7,40
0,18	-0,18	-5,70	-18,40	10,00	3,00	-92,00	-9,00	-22,00	-2,00	1,00	-9,80
0,10	0,41	-0,30	10,20	11,00	-1,80	-44,00	-26,00	-24,10	-5,00	-3,40	-12,50
0,25	0,09	-1,10	-4,90	-12,20	6,00	-71,10	-45,00	0,00	-19,00	7,90	-0,80
-0,52	0,23	-14,50	0,50	7,00	-5,60	34,00	-67,00	-9,50	5,00	-6,90	-1,30
0,54	0,20	-40,00	-11,30	-6,20	-7,50	-196,60	-154,00	49,10	4,00	9,20	7,20
-0,70	0,18	-19,60	-12,50	-38,90	-13,00	-4,00	2,20	-2,00	-9,00	16,10	3,40
0,19	-0,23	-41,70	-1,80	2,00	-1,00	-69,00	6,00	18,00	12,00	-1,40	-3,90
0,01	0,09	44,00	9,30	7,80	-1,20	56,00	-12,90	4,00	-7,00	14,30	7,20
-0,26	-0,02	5,50	17,50	0,00	6,30	103,90	32,80	13,00	17,00	-2,50	4,50
-0,17	-0,12	5,80	3,70	10,70	-5,20	83,00	99,00	19,50	1,00	3,70	15,00
-0,22	-0,30	-26,60	11,90	14,10	4,00	13,00	45,00	-11,00	-1,00	-1,70	-12,00
0,09	0,01	17,40	44,10	19,90	0,00	-29,00	41,00	5,00	0,00	1,90	9,80
0,26	0,54	5,40	12,00	19,70	31,50	-8,00	-61,00	-32,00	11,00	9,20	7,10
0,01	-0,20	5,90	-16,20	24,90	-4,50	-12,10	4,00	-12,00	-11,00	-7,70	-10,30
0,06	-0,07	14,40	-10,30	-15,00	-12,50	-38,00	-79,00	-20,00	8,00	4,50	-3,30
0,02	-0,13	3,90	-1,10	5,90	0,60	-107,70	-15,00	-6,00	-15,00	1,90	5,30
-2,48	-2,17	-170,70	-313,80	-403,00	-275,00	53,80	30,10	6,00	-13,00	7,60	3,00

XX. Zróznicowanie w wynikach różni pomiędzy grupami płci

nr	Sum. rang mężczyzn	Sum. rang kobiety	U	Z	poziom p	Z popraw.	poziom p	N ważn. mężczyzn	N ważn. kobiety	2*1str. dokł. p
1	53,0	137,0	32,0	-0,570	0,569	-0,570	0,569	6	13	0,579
2	53,0	137,0	32,0	-0,570	0,569	-0,570	0,569	6	13	0,579
3	68,0	122,0	31,0	0,658	0,511	0,658	0,511	6	13	0,521
4	70,0	120,0	29,0	0,833	0,405	0,833	0,405	6	13	0,416
5	54,0	136,0	33,0	-0,482	0,630	-0,482	0,630	6	13	0,639
6	84,0	106,0	15,0	2,061	0,039	2,061	0,039	6	13	0,036
7	71,0	119,0	28,0	0,921	0,357	0,921	0,357	6	13	0,368
8	69,0	121,0	30,0	0,745	0,456	0,745	0,456	6	13	0,467
9	62,5	127,5	36,5	0,175	0,861	0,175	0,861	6	13	0,831
10	55,0	135,0	34,0	-0,395	0,693	-0,395	0,693	6	13	0,701
11	61,0	129,0	38,0	0,044	0,965	0,044	0,965	6	13	0,966
12	62,0	128,0	37,0	0,132	0,895	0,132	0,895	6	13	0,898

Ze względu na poziom istotności ($p < 0,05$), odnotowano istotną statystycznie różnicę pomiędzy kobietami i mężczyznami dotyczącą różnicy w wynikach przed i po terapii mięśnia prostownika łokciowego podczas dowolnego skurczu.



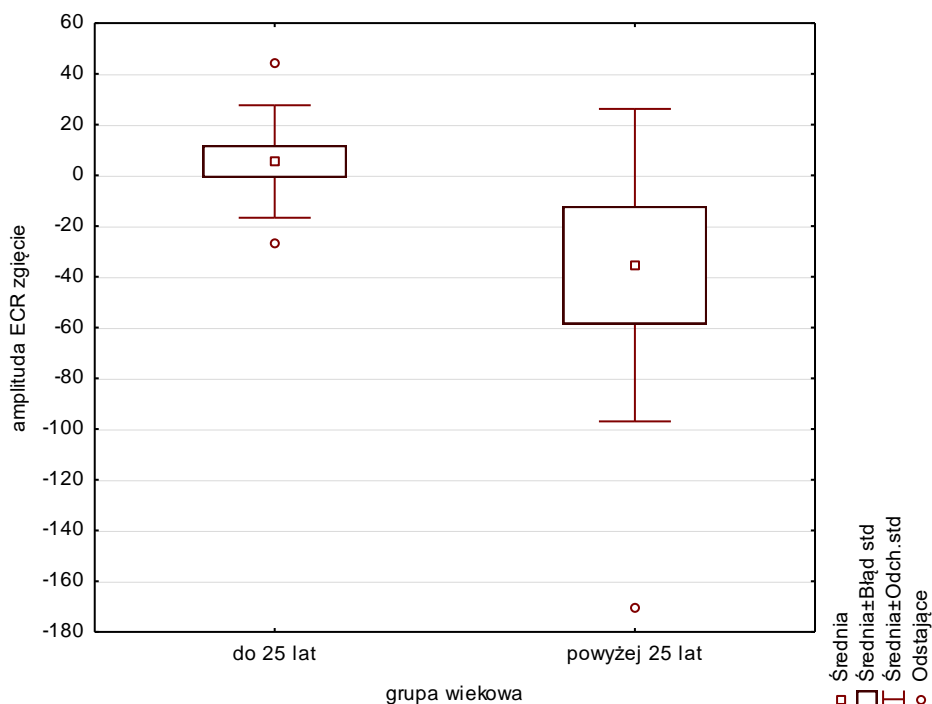
Ryc. 13. Rozkład średnich różnic amplitudy pracy mięśnia ECU podczas dowolnego skurczu maksymalnego przed i po terapii w grupach płci

W grupie kobiet średnia różnica w wynikach amplitudy mięśnia prostownika łokciowego podczas dowolnego skurczu dodatni (średnio wynik po terapii okazał się niższy niż przed terapią). W grupie mężczyzn sytuacja zgoła odmienna. Wynik po terapii okazał się wyższy niż przed terapią.

XXI. Korelacja wieku i różnic w wynikach przed i po terapii

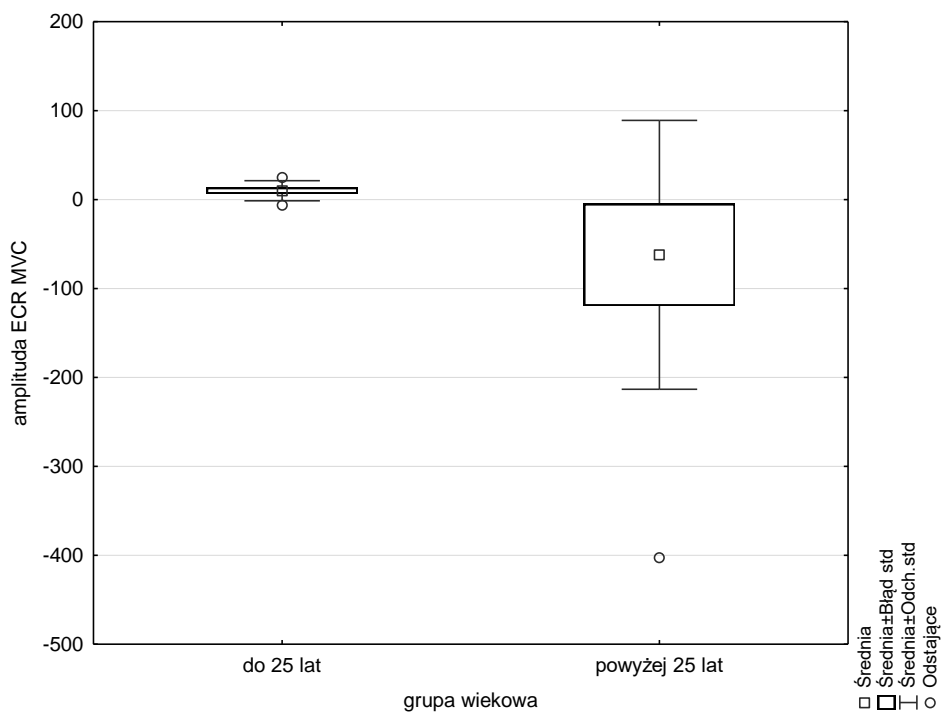
pozycja	N	R	t(N-2)	poziom p
amplituda ECR spoczynek	19	-0,239	-1,015	0,324
amplituda ECU spoczynek	19	-0,020	-0,082	0,935
amplituda ECR zgięcie	19	-0,578	-2,918	0,010
amplituda ECU zgięcie	19	-0,378	-1,686	0,110
amplituda ECR MVC	19	-0,578	-2,918	0,010
amplituda ECU MVC	19	-0,159	-0,666	0,515
częstotliwość ECR spoczynek	19	-0,020	-0,082	0,935
częstotliwość ECU spoczynek	19	-0,080	-0,330	0,746
częstotliwość ECR zgięcie	19	0,110	0,455	0,655
częstotliwość ECU zgięcie	19	-0,100	-0,413	0,685
częstotliwość ECR MVC	19	-0,100	-0,413	0,685
częstotliwość ECU MVC	19	-0,319	-1,386	0,184

Wiek pozostawał w istotnej statystycznie, średniej korelacji z wynikami różnic amplitudy pracy mięśnia prostownika promieniowego w czasie zgięcia i podczas dowolnego skurczu ($p < 0,05$).



Ryc. 13. Rozkład średnich różnic amplitudy pracy mięśnia ECR podczas zgięcia przed i po terapii w grupach wiekowych

W grupie badanych do 25 lat, średnia różnica w wynikach amplitudy mięśnia prostownika promieniowego podczas zgięcia dodatnia (średnio wynik po terapii okazał się niższy niż przed terapią). W grupie wiekowej powyżej 25 lat sytuacja zgoła odmienna. Wynik po terapii okazał się wyższy niż przed terapią.



Ryc. 14. Rozkład średnich różnic amplitudy pracy mięśnia ECR podczas dowolnego skurczu maksymalnego przed i po terapii w grupach wiekowych

W grupie badanych do 25 lat, średnia różnica w wynikach amplitudy mięśnia prostownika promieniowego podczas dowolnego skurczu dodatni (średnio wynik po terapii okazał się niższy niż przed terapią). W grupie wiekowej powyżej 25 lat, sytuacja zgoła odmienna. Wynik po terapii okazał się wyższy niż przed terapią.

Dyskusja

W świecie dynamicznego rozwoju techniki i nauki, z których człowiek czerpie wiele korzyści, łatwo jest spotkać na drodze przeszkody, które są zagrożeniem dla naszego zdrowia oraz prawidłowego funkcjonowania.

Wpływ poszczególnych zabiegów fizykalnych na organizm i konkretne grupy mięśniowe od zawsze stanowił wyzwanie dla wielu specjalistów oraz nakłaniał do prowadzenia licznych badań naukowych.

Dotychczas w literaturze przedstawiono wpływ prądów TENS w konkretnych jednostkach chorobowych. Kahn w swej pracy podaje, że ten rodzaj prądów skuteczny jest w leczeniu niepowikłanych złamań kości długich, przewlekłych zmianach zwyrodnieniowych stawów kolanowych, łokciowych i biodrowych oraz neuralgii nerwu trójdzielnego. Według innych klinicystów prądy TENS z powodzeniem można stosować w jednostkach chorobowych z przewlekłym bądź ostrym bólem. [15]

Świst- Chmielewska zabiegi z użyciem prądów TENS uważa za alternatywną nie farmakologiczną metodę zwalczania bólu. [17]

Krukowska w swej pracy pokazuje wpływ przezskórnej elektrostymulacji nerwów z EMG na powrót funkcji ręki spastycznej u chorych z przebyłym niedokrwiennym udarze mózgu. U chorych po niedokrwiennym udarze mózgu do jednego z największych problemów terapeutycznych należy narastająca spastyka kończyn niedowładnych. W konsekwencji chorzy mają problem z lokomocją i utratą samodzielności w czynnościach dnia codziennego. Niewątpliwie odzyskanie niezależności w dużym stopniu zależy od odzyskania funkcji ręki niedowładnej. Reedukacja funkcji chorych w tej jednostce chorobowej należy do trudnych i długotrwałych. W grupie badanych po zastosowaniu stymulacji za pomocą prądów TENS stwierdzono poprawę parametrów. Dodatkowa kontrola funkcji ręki za pomocą aparatu do EMG w istotny sposób przyniosła efekty w zastosowanej terapii. Metoda ta powinna być zatem stosowana z powodzeniem jako nieodłączny element reedukacji funkcji ręki chorych po udarze mózgu. [18]

W badaniach własnych uczestniczyło 19 osób u których nie stwierdzono żadnych poważnych dolegliwości ze strony prostowników nadgarstka. Tylko 3 osoby zgłosiły małe dolegliwości ze strony tych mięśni (3 osoby (15,8%)).

W zapisie spoczynkowym pracy mięśni widoczna jest tendencja spadkowa. Dotyczy ona amplitudy wyładowań, jak i częstotliwości pracy mięśni. Zmniejszenie wartości badanych parametrów należy wiązać ze stopniową normalizacją napięcia mięśniowego, ponieważ prawidłowo funkcjonujący mięsień powinien pozostawać wyłączony, jeśli nie podejmuje aktywności. Analiza wyładowań bioelektrycznych mięśni uzyskanych podczas ruchów zgięcia grzbietowego oraz maksymalnego dowolnego skurczu prostowników a także MVC wykazała wzrost wartości w przypadku badanych prostowników nadgarstka. Należy to wiązać ze wzrostem ich siły. W MVC zgięcia grzbietowego widoczny jest natomiast znaczny wzrost siły prostowników. Analiza częstotliwości pracy mięśni podczas zgięcia grzbietowego oraz MVC wykazała spadek częstotliwości wyładowań w mięśniach. Jest to efekt pożądaný, związany z zaangażowaniem do skurczu mniejszej ilości jednostek motorycznych.

Analiza uzyskanych wyników wykazała poprawę parametrów dotyczących amplitudy i częstotliwości wyładowań po zastosowaniu elektrostymulacji prądami TENS średniej częstotliwości na prostownik promieniowy oraz łokciowy nadgarstka.

Wnioski

1. Analiza zapisu EMG mięśnia prostownika promieniowego nadgarstka oraz prostownika łokciowego nadgarstka wykazała spadek częstotliwości wyładowań bioelektrycznych mięśnia pod wpływem działania prądów TENS średniej częstotliwości. Badanie to pozwala na obiektywne udokumentowanie aktywności mięśni zaangażowanych w ruch podczas czynności funkcjonalnych.
2. Kinezyjologiczne EMG pozwala na szybką i skuteczną możliwość weryfikacji działania prądów TENS podczas postępowania rehabilitacyjnego, jest skuteczną metodą terapeutyczną.

Literatura

1. Ganong F.W., Fizjologia, Wyd. Lek. PZWL 2007.67-68.
2. Kinalski R. Neurofizjologia Kliniczna dla neurorehabilitacji. Podręcznik dla studentów i absolwentów wydziałów fizjoterapii. MedPharm Polska 2008.
3. Basmajian J.V., De Luca C.J., Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography. 5(th) ed. Baltimore; Williams and Wilkins 1985.
4. Bradley W.G., Daroff R.B., Fenichel G.M. I wsp. Neurologia w praktyce klinicznej tom 1- zasady diagnostyki i postępowania. Wydawnictwo Czelej, Lublin 2006. 592- 627.
5. Garstka- Namysł K., Namysł J., Powierzchniowa elektromiografia, Rehabilitacja, 2011, 6. 16-20.
6. Garstka- Namysł K., Użyteczność przezskórnej elektromiografii (SEMG) i SEMG-Biofeedbacku w terapii zaburzeń aktywności mięśniowej. Medycyna Sportowa 2006; 1(6); vol 22. 52-58.
7. Konrad P. ABC EMG- praktyczne wprowadzenie do elektromiografii kinezyjologicznej. 2005, Kwiecień, wersja 1.0.Noraxon INC. USA.
8. Kelly B.T., Roskin L.A., Kirkendall D.T., Shoulder muscle activation during aquatic and dry land exercises in nonimpaired subjects. ; J. Orthop. Sports Phys. Ther” 2000. 204-210.
9. Kielnar R., Oleksy Ł., Grzegorzczak J., Różnicowanie napięć bioelektrycznych mięśni przykręgosłupowych u aktywnych seniorów przy użyciu powierzchniowego EMG. Rehabilitacja Medyczna 2012, Tom 16, nr.3. 9-12.
10. Łukasiuk A. Podstawy elektrodiagnostyki w porażeniach nerwów obwodowych. Balneologia Polska 2007, lipiec- wrzesień. 155- 159.
11. Rzepka R. Wykorzystanie kinezyjologicznego EMG w fizjoterapii. Rehabilitacja 2012, 5. 61-65.
12. Robertson V., Ward A., Low J., Fizykoterapia. Aspekty kliniczne i biofizyczne., Elsevier urban & Partner Wrocław 2009. 87-160.
13. Piwecki M., Elektrostymulacja- zapomniana technologia?, Postępy Kosmetologii 2011/2, vol.2. 121-124.
14. Bauer A., Wiecheć M., Przewodnik metodyczny po wybranych zabiegach fizykalnych. Wydawnictwo Markmed Rehabilitacja spółka cywilna. 130-132.
15. Liana R., Chudański M., Ponikowska I.; Prądy TENS, Traberta oraz Kots'a w terapii fizykalnej. Balneologia Polska 2008, tom 50 nr 1. 5-12.
16. Mika T. Fizykoterapia, Wyd. Lek PZWL Warszawa 1997. 213-215.

17. Świst- Chmielewska D., Gieremek K., Polak A., Możliwości terapeutyczne przezskórnej elektrycznej stymulacji nerwów (TENS). Postępy rehabilitacji 2001, tom XV. 57-65.
18. Krukowska J., Świątek E., Czernicki J. Wpływ przezskórnej elektrostymulacji nerwów z EMG- biofeedback na powrót funkcji ręki spastycznej u chorych po niedokrwiennym udarze mózgu. Belneologia Polska 2009, kwiecień- czerwiec. 100-108.