

Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

Zakład Patofizjologii Narządu Ruchu

Wydział Lekarski I



Aleksandra Zagłoba-Kaszuba

**Analiza mechanizmu działania wybranych wzorców terapii proprioceptywnego
ułatwiania nerwowo-mięśniowego za pomocą metod neurofizjologii klinicznej**

Rozprawa doktorska

Promotor: dr hab. n. med. Juliusz Huber

Poznań 2012

Składam serdeczne podziękowania:
Panu dr hab. n. med. Juliuszowi Huberowi za pomoc w realizacji pracy,
Paniom prof. dr hab. med. Wandzie Stryle oraz dr n. med. Dorocie Warzecha
za opiekę dydaktyczną oraz pomoc w zbieraniu danych,
Moim Rodzicom i Mężowi za wsparcie i motywację
Koleżankom i Kolegom, którzy pomogli mi w badaniach.

SPIS TREŚCI

Alfabetyczne zestawienie skrótów i głównych pojęć stosowanych w pracy.....	4
1. Wstęp	5
1.1 Wprowadzenie	5
1.2 Rys historyczny i założenia metody proprioceptywnego ułatwiania nerwowo-mięśniowego (PNF) oraz elektromiografii (EMG)	7
1.3 Budowa i czynność jednostki ruchowej oraz aspekty funkcjonalne propriocepcji ...	11
1.3.1 Jednostka ruchowa i przewodnictwo nerwowo-mięśniowe	11
1.3.2 Czynność mięśni poprzecznie prążkowanych oraz regulacja napięcia mięśniowego.....	12
1.3.3 Klasyfikacja mięśni anatomiczna, fizjologiczna oraz fizjoterapeutyczna według Jandy	13
1.3.4 Wybrane aspekty organizacji proprioceptywnej	14
1.4 Organizacja ośrodków i połączeń rdzenia kręgowego uczestniczących w przekazywaniu impulsacji nerwowej podczas aplikacji kinezyterapii	17
1.5 Wprowadzenie do PNF	18
1.5.1 Zasady torowania.....	19
1.5.2 Techniki	21
1.5.3 Wzorce torowania	21
1.6 Aktualny stan wiedzy odnośnie badań neurofizjologicznych w PNF	22
1.7 Inne badania mechanizmu działania i skuteczności PNF	25
1.8 Metoda usprawniania leczniczego PNF u chorych po udarach	27
2. Cele pracy	30
3. Materiał i metody	31
3.1 Badani zdrowi ochotnicy i chorzy	31
3.2 Metody badań zastosowane w pracy	32
3.2.1 Elektromiografia (EMG)	33
3.2.2 Elektroneurografia (ENG)	39
3.2.3 Ruchowe potencjały wywołane indukowane polem magnetycznym (MEP)	42
3.3 Wzorce PNF aplikowane dla kończyny górnej	44
3.4 Ułatwienie wzorca PNF za pomocą stymulacji magnetycznej	50
3.5 Analiza statystyczna	51
4. Wyniki	52
5. Dyskusja	71
6. Wnioski	76
7. Spis tabel i rycin	77
8. Piśmiennictwo	82
9. Aneks	92
10. Streszczenie w języku polskim.....	98
11. Streszczenie w języku angielskim	99

Alfabetyczne zestawienie skrótów i głównych pojęć stosowanych w pracy

EMG - (ang. „electromyography”) badanie elektromiograficzne, badanie diagnostyczne neurofizjologii klinicznej czynności jednostek ruchowych wybranego mięśnia lub grup mięśniowych (w zależności od zastosowanej metody odprowadzenia potencjałów) w następstwie wykonywanej czynności wysiłkowej lub w warunkach spoczynkowych

ENG - (ang. „electroneurography”) badanie elektroneurograficzne, badanie diagnostyczne neurofizjologii klinicznej potencjałów wywołanych (fal M, fal H, fal F) w następstwie powierzchniowej stymulacji elektrycznej gałęzi nerwowej na jej przebiegu i rejestracji przewodzonej impulsacji nad brzuścem mięśnia zaopatrywanego przez stymulowany nerw (w niektórych przypadkach nad odcinkiem dystalnym stymulowanej gałęzi nerwowej)

Fala F - w badaniach ENG rejestracja potencjału z mięśnia wywołanego stymulacją elektryczną zaopatrującego nerwu, przewodzona antydromowo poprzez włókna eferentne do motoneuronów, a następnie zwrotnie na drodze ortodromowej do efektora

Fala M - w badaniach ENG rejestracja potencjału wywołanego z mięśnia po naskórnej stymulacji elektrycznej zaopatrującego nerwu, przewodzona ortodromowo poprzez włókna eferentne

LKD – Lewa kończyna dolna

LKG - Lewa kończyna górna

PKD - Prawa kończyna dolna

PKG – Prawa kończyna górna

m. – mięsień

mm. -mięśnie

MEP – ruchowe potencjały wywołane indukowane polem magnetycznym (ang. „motor evoked potentials”) badanie przewodnictwa eferentnego, polegające na wywołaniu potencjału ruchowego w mięśniu na skutek pobudzenia wiązką pola magnetycznego struktur nerwowych na poziomie ośrodków nadrdzeniowych, rdzeniowych lub włókien ruchowych obwodowo

PNF - metoda proprioceptywnego ułatwiania nerwowo-mięśniowego (ang. „proprioceptive neuromuscular facilitation”)

sEMG – ogólnie metoda rejestracji elektromiografii globalnej za pomocą elektrod powierzchniowych

WORW (WORw) – wzorzec PNF wyprost-odwiedzenie-rotacja wewnętrzna

WPRW (WPRw) – wzorzec PNF wyprost-przywiedzenie-rotacja wewnętrzna

ZORZ (ZORz) – wzorzec PNF zgięcie-odwiedzenie-rotacja zewnętrzna

ZPRZ (ZPRz) – wzorzec PNF zgięcie-przywiedzenie-rotacja zewnętrzna

FCT - obwodowy czas przewodzenia

CCFT - ośrodkowy czas przewodzenia

1. Wstęp

1.1 Wprowadzenie

Herman Kabat i Margaret Knott stworzyli terapię umożliwiającą analizę i ocenę ruchów pacjenta, która kładzie wyraźny nacisk na odtworzenie prawidłowej funkcji. W ten sposób narodziła się jedna z najlepiej rozpoznawalnych koncepcji terapeutycznych z dziedziny fizjoterapii [1]. Techniki PNF (ang. „Proprioceptive Neuromuscular Facilitation”, „Prorioceptywne nerwowo-mięśniowe ułatwianie”) pomagają rozwinąć sprawność i wytrzymałość mięśni, wpływają na polepszenie funkcji stawów oraz koordynację nerwowo-mięśniową. Metoda PNF daje fizjoterapeucie wiele możliwości pracy z pacjentem, wykorzystując techniki, wzorce i zasady takie jak: kompresja, rozciąganie, optymalnie dopasowany do pacjenta opór. Od momentu powstania PNF, system skutecznie łączył wiele sposobów rehabilitacji neurologicznej. Zgodnie z założeniami PNF, należy stosować całościowe podejście terapeutyczne do chorego, umożliwiające jednoczesną ocenę i terapię dysfunkcji nerwowo-mięśniowych. Rozwój wiedzy na temat mechanizmów plastyczności neuronalnej wskazuje, iż dotychczasowe podejście kinezyterapii do tych zagadnień nie jest już wystarczające [71]. Metoda PNF została opracowana oryginalnie dla usprawniania chorych z uszkodzeniem centralnego układu nerwowego. Aby doszło do odbudowy lub przebudowy prawidłowej funkcji ruchowej, konieczna jest odpowiednia stymulacja ośrodkowego układu nerwowego wykorzystująca kinezyterapię, pozwalającą na zjawiska adaptacji lub habituacji w układzie nerwowym i mięśniowym.

Obecne badania z wykorzystaniem metod neurofizjologii klinicznej mają wyjaśnić mechanizm działania zabiegów PNF przed ich aplikacją, co może zaskoczyć praktyków. Podejście to wynika z faktu, że Herman Kabat oraz Margaret Knott i Dorothy Voss [66] stworzyli i wdrożyli terapię PNF na podstawie odkryć Sherringtona [118] dotyczących mechanizmów koordynacji czynności ośrodków szyjnych z lędźwiowo-krzyżowymi. Kabat oparł koncepcję PNF na przesłankach anatomiczno-czynnościowych, ściśle powiązanych z przewodnictwem aferentnym i eferentnym rdzenia kręgowego. Były to jednakże tylko założenia, na ówczesnym etapie rozwoju nauki, nieopisane w szczegółach. Terapia PNF aplikowana jest w przypadkach chorych z bardzo różnymi objawami patologii w narządzie ruchu, czasami ze zmiennym powodzeniem. Aby była realizowana prawidłowo, u usprawnianego chorego powinny być zachowane lub tylko nieznacznie zmienione struktury nerwowo-mięśniowe realizujące odbiór bodźców, ich przekaźnictwo oraz koordynację na poziomie ośrodków rdzeniowych i nadrženiowych. Stąd ta terapia powinna być aplikowana

w określonych schorzeniach, w których wspomniane struktury są zachowane. Współczesna diagnostyka czynnościowa dysponuje bardziej precyzyjnymi narzędziami takimi jak badania neurofizjologii klinicznej, które nie były osiągalne w czasach tworzenia założeń metody PNF. Dokładne zbadanie mechanizmów działania PNF oraz odniesienie ich do konkretnych struktur układu nerwowego, umożliwi bardziej celowe dobranie wzorców ruchowych, aby nakierować i poprawić skuteczność terapii. Metodą badawczą, którą zamierzam wykorzystać w pracy jest głównie polielektromiografia globalna (sEMG), w której rejestruje się nieinwazyjnie czynność jednostek ruchowych wielu grup mięśniowych. Podczas wykonywania ćwiczeń PNF kończyną górną można określić, czy zgodnie z jej założeniami mają one wpływ na czynność mięśni kończyn dolnych i którą strukturą anatomiczną mogą być te wpływy realizowane [116, 134]. Dla polepszenia czynności określonej grupy mięśniowej lub torowania pożądanej czynności funkcjonalnej, wykorzystuje się mechanizm przewodnictwa impulsów nerwowych drogami rdzeniowymi, uzyskany dzięki współdziałaniu wielu mięśni podczas wykonywania wzorców. Irradiacja (wzmacnianie) to w koncepcji PNF promieniowanie pobudzenia, reakcji, przepływu impulsów pod wpływem stymulacji optymalnym oporem. Zależy ona od cech osobniczych usprawnianego, motywacji, oporu, pozycji wyjściowej, cech fizycznych (siła, wytrzymałość, koordynacja), braku dolegliwości bólowych lub obecności współistniejących innych procesów patologicznych. Celem irradiacji jest najczęściej zmiana napięcia mięśniowego, możliwość aktywizowania chorego obszaru ciała poprzez ruchy sprawniejszymi obszarami ciała w określonych wzorcach ruchowych, które będą analizowane w tej pracy. Techniki stosowane w koncepcji PNF mają na celu torowanie ekonomicznego i funkcjonalnego ruchu oraz aktywności mięśniowych, jak i poprawę koordynacji inter- i intramięśniowej, wzmacnianie mięśni, regulację napięcia mięśniowego, zwiększenie zakresu ruchu, zmniejszenie bólu, poprawę wytrzymałości mięśni [50, 92, 106]. Niektóre z tych cech można zbadać metodą elektromiografii powierzchniowej.

Metoda PNF oparta na elementach rozciągania jest wyjaśniana w neurofizjologii działaniem hamowania autogennego [28] i recyprokalnego [4] w ośrodkach rdzeniowych. Część z tych połączeń neuronalnych może być przebadana u ludzi za pomocą metod elektroneurografii (ENG, fala M i F oraz odruch H)[57], które zostaną również wykorzystane w zamierzonych badaniach.

Zazwyczaj program rehabilitacji ustalany jest indywidualnie, dostosowywany do aktualnych możliwości pacjenta, stąd konieczność wykorzystania obiektywnej, nieinwazyjnej i łatwej w interpretacji diagnostyki narządu ruchu jaką jest neurofizjologia kliniczna. Fizjoterapeuta posiada bogaty wachlarz technik, umożliwiający mu dobranie możliwie

najlepszej formy ćwiczeń. PNF jest obecnie metodą preferowaną, stąd moje zainteresowanie tym tematem.

U chorych z uszkodzeniami ośrodkowego układu nerwowego, celem współczesnej rehabilitacji jest wywołanie procesów plastyczności w korze mózgu. Konieczne jest zwiększenie efektywności usprawniania i wprowadzanie nowych, innowacyjnych metod terapii, mogących powstać na bazie połączenia kinezyterapii z neurofizjologią. Można założyć, że wykorzystując badania neurofizjologii klinicznej EMG oraz ruchowych potencjałów wywołanych indukowanych polem magnetycznym (MEP), zostanie wykazane „wzmocnienie” wpływu określonego wzorca PNF aplikowanego do mięśni kończyn górnych, wywołującego skurcze rejestrowane w mięśniach kończyny dolnej obustronnie. W pracy zamierzam wykazać, że tego rodzaju czynności w mięśniach nie są powiązane wyłącznie z czysto biomechaniczną zmianą ułożenia tułowia u usprawnianego chorego. Badania mogą dać podstawę do przypuszczenia o roli rdzeniowych obustronnych szlaków propriospinalnych w przewodnictwie neuronalnym wzorców PNF, aplikowanych do kończyn górnych a rejestrowanych z mięśni kończyn dolnych. Metoda MEP w neurofizjologii klinicznej służy oryginalnie do badania stanu czynnościowego przewodnictwa eferentnego, stąd oprócz narzędzia wywołującego „ułatwienie” wzorca PNF (stymulacja magnetyczna), zostanie wykorzystana do celów diagnostycznych [37].

1.2 Rys historyczny i założenia metody proprioceptywnego ułatwiania nerwowo-mięśniowego (PNF) oraz elektromiografii (EMG)

Historia rozwoju rehabilitacji jest różnie datowana przez historyków medycyny [95]. Arystoteles (94–322 p.n.e) pisał:„Nie otrzymamy prawdziwego wglądu w istotę rzeczy, póki nie potrafimy zaobserwować jej rozwoju od początku”... . Jeżeli chcemy rozpocząć poszukiwania nowych przyszłościowych rozwiązań w dziedzinie medycyny rehabilitacyjnej, należy cofnąć się do przeszłości i przeanalizować osiągnięcia zeszłych pokoleń [21].

Konfucjusz (551-479 p.n.e.) w swoim systemie filozoficznym, który eksponował znaczenie określonych pozycji ciała w uzyskaniu efektów profilaktyczno-leczniczych, zawarł pierwsze opisy metod kinezyterapeutycznych. Rehabilitacja jednakże sięga czasów starożytnej Grecji [95]. Hipokrates (460-377 p.n.e.) za główne filary medycyny uważał dietetykę i gimnastykę. Stworzył pierwsze opisy dotyczące zimna, ciepła słonecznego, światła i ćwiczeń fizycznych, jako zabiegów leczniczych. Około 130 - 200 n.e. Galen w dziele "Ars Parva" opisał dodatni wpływ ruchu na rozwój ciała, podał rodzaje ćwiczeń i sposób ich

wykonania, usystematyzował wady postawy takie jak „scoliosis, kyphosis i lordosis” z zaleceniami ich leczenia [11, 17, 113]. Kolejni wielcy medycy, tacy jak Calius Aurelius (210 r. n.e.) czy Paweł z Egiptu, podają wskazówki do prowadzenia ćwiczeń fizycznych u chorych z porażeniami [97].

Również wśród Polaków można znaleźć prekursorów metod rehabilitacyjnych. Wojciech Oczko (1537-1600), ojciec balneologii polskiej, zaleca wodolecznictwo i leczenie ruchem. Sebastian Petrycy z Pilzna (1554-1626, urodzony w Krakowie) wybitny lekarz, filozof i profesor Uniwersytetu Krakowskiego, kładł ogromny nacisk na stosowanie ćwiczeń ruchowych, pływanie, grę w piłkę oraz spacerowanie. Clement Joseph Tissot (1747-1826) francuski lekarz wojskowy i pionier fizjoterapii mówił, że (cyt.) ...„Ruchem można zastąpić każdy lek, ale ruchu nie można zastąpić żadnym lekiem”... . Jako pierwszy wprowadził systematyczną gimnastykę według zasad anatomii w leczeniu chorób ortopedycznych i chirurgicznych. Ludwik Bierkowski (1801-1860) z Poznania, w 1837 roku tworzy pierwszy zakład gimnastyczno-ortopedyczny w Krakowie. W ślad za nim idzie Teofil Matecki (1810-1886), który w 1841 roku zorganizował taki zakład gimnastyczno-ortopedyczny w Poznaniu. Obaj lekarze dzięki stworzeniu tych placówek przyczynili się niezmiernie do rozwoju nowych metod rehabilitacyjnych w różnych schorzeniach narządu ruchu [95]. Duże znaczenie dla rehabilitacji miały osiągnięcia Tomasza Drobnika, również poznaniaka (1858-1901), który opisał skutki wiotkiego porażenia dziecięcego. W 1896 roku ukazuje się dzieło J. B. Wagnera „Gimnastyka domowa”. Polska rehabilitacja na szeroką skalę rozwinęła się dzięki staraniom Wiktora Degi (1896–1995) [73]. W 1950 roku Wiktor Dega za zasługi w dziedzinie usprawniania leczniczego zostaje powołany na stanowisko Krajowego Specjalisty Do Spraw Rehabilitacji, a w 1960 roku z jego inicjatywy powstaje w Poznaniu pierwsza w Polsce Katedra Medycyny Rehabilitacyjnej [17]. Jego dzieło kontynuują następnie Kazimiera Milanowska, Janina Tomaszewska oraz Wanda Stryła [74, 88].

Badania wykorzystujące elektromiografię globalną zaczęła wykorzystywać do diagnostyki w środowisku poznańskim Jadwiga Koczocik-Przedpelska. Prowadzony przez nią Zakład Patofizjologii Narządu Ruchu powstał w 1956 roku z inicjatywy Wiktora Degi na terenie ówczesnej Kliniki Ortopedii Akademii Medycznej w Poznaniu, początkowo, jako „Pracownia Fizjologiczna”. W 1990 roku kierownictwo Zakładu Patofizjologii Narządu Ruchu przejął Kazimierz Grottel [74].

Początki i rozwój metody PNF

Dynamiczny rozwój technik rehabilitacyjnych i poszukiwanie nowych form usprawniania rekonwalescentów nastąpił po pierwszej i drugiej wojnie światowej. Pojęcie "rehabilitacja" zostało po raz pierwszy użyte w 1918 roku przez Douglasa McMurtie, który opisywał sposoby powrotu do normalnego życia inwalidów wojennych uwzględniając wszystkie ich potrzeby. Bodźcem do powstawania pionierskich metod rehabilitacyjnych były również epidemie. W latach czterdziestych i pięćdziesiątych na całym świecie odnotowywano bardzo dużo przypadków polio (choroby Heinego-Medina). Powstają specjalistyczne ośrodki rehabilitacyjne, konieczne było wprowadzanie nowych metod terapii chorych z niedowładami wiotkimi po poliomyelitis. Pionierką w tej dziedzinie okazała się Elizabeth Kenny (1880 - 1952), australijska pielęgniarzka. Opracowała ona innowacyjną metodę leczenia usprawniającego chorych z porażeniami. Stworzyła technikę wykonywania ćwiczeń biernych, stymulacji, ćwiczeń redresyjnych, reedukacji oraz sposób nauki chodzenia w przypadkach porażen wiotkich [17].

Wspomniane powyżej sposoby terapii nie były typowe dla okresu, w którym żyła Elizabeth Kenny i brakowało jej podstaw neurofizjologicznych. Jej osoba zainspirowała Hermana Kabata, który połączył techniki manualne z odkryciami Sir Charles Sherringtona dotyczącymi fizjologii układu nerwowego i mięśniowego i ich współdziałania. Celem Hermana Kabata było stworzenie terapii umożliwiającej lecącym analizę i ocenę ruchów pacjenta z jednoczesnym naciskiem na terapię związaną z funkcją. W ten sposób narodziła się koncepcja terapeutyczna w fizjoterapii – PNF (ang. Proprioceptive Neuromuscular Facilitation, proprioceptywne ułatwianie nerwowo-mięśniowe). W 1945 roku Margaret Knott rozpoczęła współpracę z dr H. Kabatem nad udoskonalaniem technik PNF. Henry J. Kaiser, (1882-1967), w dowód wdzięczności dla H. Kabata i M. Knott za ich pracę, w 1946 roku założył Instytut Kaisera-Kabata w Waszyngtonie. Nieco później w 1948 roku w Vallejo, powstaje Centrum Rehabilitacji Neurologicznej, tam metoda PNF zostaje dopracowana i dopasowana do osiągnięć z dziedziny neurofizjologii, biomechaniki oraz analizy chodu.

Po przyjeździe do Vallejo w 1948 roku, Maggie Knott rozpoczęła szkolenia fizjoterapeutów. Nauczała głównie poszczególnych wzorców i technik PNF. W tym samym roku uruchomiono system kursów dla absolwentów kierunków fizjoterapeutycznych z całego świata, które są prowadzone do dnia obecnego. W roku 1951 wzorce kończyn górnych i dolnych PNF były już znane na całym świecie. W 1952 roku Dorothy Voss, kolejna uznana popularyzatorka tej metody dołączyła do Hermana Kabata i Maggie Knott. Pierwotnie metoda ta nosiła nazwę "Proprioceptive Facilitation", dopiero w 1954 roku Dorothy Voss dodała

słowo "Neuromuscular", dzięki czemu obowiązującą do dziś nazwą jest PNF. W 1953 roku Voss i Knott napisały pierwszą książkę o PNF, której wydanie miało miejsce w 1956 roku. Pracę Maggie Knot, jako nauczycielki kontynuują Sue Adler, Gregg Johnson i Vicky Saliba. W 1979 roku Sue Adler - najbliższy współpracownik Maggie, rozpoczęła prowadzenie kursów o średnim i wyższym poziomie zaawansowania. W 1985 roku kilkunastu terapeutów założyło Międzynarodową Grupę Instruktorów PNF (International PNF Instructor Group) [1].

Metoda PNF nierozzerwalnie łączy się z neurofizjologią, która miała bardzo istotny wpływ na rozwój procedur i technik. Zjawiska takie jak: wyładowanie następcze, sumowanie czasowe i przestrzenne, promieniowanie pobudzenia (irradiacja), kolejne wzbudzenie, unerwienie recyprokalne, są nieodłącznym elementem procesu rehabilitacji.

W pierwszej połowie 1900 fizjolog Charles Sherrington przedstawia zasady działania systemu nerwowo-mięśniowego. Wracając do początków neurofizjologii, już Luigi Galvani (1737-1798) wykazał w preparacie nerwowo-mięśniowym żaby występowanie zjawisk elektrycznych zarówno podczas stymulacji, jak i ruchu dowolnego. W XIX w. Du Bois-Reymond wykazał obecność potencjałów mięśniowych u ssaków [97]. Polski fizjolog Napoleon Cybulski (1854-1919) badał procesy fizykochemiczne i elektryczne we włóknie mięśniowym, co zaowocowało w 1898 dziełem „Próba nowej teorii zjawisk elektrycznych w tkankach zwierzęcych”. Początek XX wieku (1915 rok) zaowocował odkryciem Langley i Kato, którzy zarejestrowali po raz pierwszy potencjały fibrylacyjne. Rok 1929 jest przełomowy dla rozwoju elektromiografii. Derek Ernest Denny-Brown podaje charakterystykę bioelektryczną jednostki ruchowej, a Adrian i Bronk wprowadzają do badań elektrodę koncentryczną i opisują potencjał czynnej jednostki ruchowej. W roku 1932 za odkrycie funkcji neuronów Charles Scott Sherrington otrzymuje Nagrodę Nobla i jest uznawany za twórcę neurofizjologii [45, 46, 71]. Fundamentalne badania nad transmisją pobudzania z nerwów na mięśnie prowadził Fritz Buchthal. Stworzył podstawy ilościowej elektromiografii klinicznej. W 1959 roku w Polsce w Warszawie powstaje pierwsza pracownia elektromiograficzna pod kierunkiem Ireny Hausmanowej-Petrusewicz. Kolejne lata owocują rozwojem nowych systemów i programów komputerowych wprowadzanych do neurofizjologii klinicznej, co znacznie ułatwia pracę i daje możliwość precyzyjnych pomiarów [22, 48, 49].

1.3 Budowa i czynność jednostki ruchowej oraz aspekty funkcjonalne propriocepcji

1.3.1 Jednostka ruchowa i przewodnictwo nerwowo-mięśniowe

Pojęcie jednostki ruchowej wprowadzone zostało przez Sherringtona i obejmuje kompleks składający się z α -motoneuronu (komórka ruchowa znajdująca się w rogach przednich rdzenia kręgowego albo jądrach ruchowych nerwów czaszkowych), jego aksonu ze wszystkimi wypustkami i unerwiane przez nie włókna mięśniowe.

Charakterystyczne właściwości kurczliwe włókien mięśniowych unerwianych przez akson motoneuronu są kształtowane przez jego oddziaływania. Od momentu, gdy pojedyncze włókno mięśniowe zostaje unerwione tylko przez jeden akson, rozmiar jednostki ruchowej nie zmienia się, chyba że mięsień zostaje częściowo odnerwiony. Ocalałe, nieuszkodzone aksony mogą w wyniku proliferacji wytworzyć nowe wypustki i połączyć się z odnerwionymi włóknami mięśniowymi [5, 122].

W generowaniu siły mięśnia najważniejszą rolę odgrywają dwa czynniki, liczba rekrutujących jednostek ruchowych i częstotliwość ich aktywacji. Należy zwrócić także uwagę na rodzaj jednostki ruchowej i rodzaj włókien mięśniowych. Możemy powiedzieć o ścisłym związku czynnościowym między włóknami mięśniowymi a unerwiającymi je α -motoneuronami oraz, że nie cały mięsień, lecz tylko jego elementy biorą udział w kreowaniu siły. W czasie każdego ruchu w mięśniu czynna jest zawsze określona liczba jednostek ruchowych, co jest jednym ze sposobów gradacji siły skurczu mięśnia [40, 47].

Synapsa nerwowo-mięśniowa w mięśniach szkieletowych jest przykładem synapsy neuronowo-elektronowej. Błonę presynaptyczną tworzy błona komórkowa aksonu. Błonę postsynaptyczną stanowi błona komórkowa komórki mięśniowej. Między nimi występuje niewielka przestrzeń – szczelina synaptyczna. W błonie postsynaptycznej występuje zespół fałdów zwanych aparatem subneutralnym, gdzie stwierdza się silne nagromadzenie cholinoesterazy. Impuls nerwowy depolaryzuje błonę presynaptyczną i do szczeliny synaptycznej przechodzą pęcherzyki synaptyczne, z których uwalniana jest acetylocholina. Wiąże się ona z receptorami błony postsynaptycznej powodując szybki przepływ jonów sodowych, które wnikają do komórki mięśniowej. Potencjał płytki ruchowej rozchodzi się wzdłuż komórki mięśniowej, czego końcowym efektem jest skurcz mięśnia. Przewodzenie nerwowo-mięśniowe może być zablokowane przez związki wprowadzone do organizmu z zewnątrz np. kurarę, w związku z tym acetylocholina nie łączy się z receptorem w błonie

postsynaptycznej. Inhibitory esterazy cholinowej zwiększają wrażliwość błony postsynaptycznej dzięki, temu już mała liczba cząsteczek acetylocholin może zdepolaryzować błonę i wywołać skurcz mięśnia. Na przewodnictwo nerwowe oddziałują również jony wapniowe (ułatwiają uwalnianie acetylocholin) i magnezowe (hamują uwalnianie acetylocholin) [10, 47, 112].

Dla potrzeb interpretacji wyników badań elektromiograficznych wyróżniamy trzy typy jednostek ruchowych, S - wolne, odporne na zmęczenie, FR - szybkie, odporne na zmęczenie, FF – szybkie, szybko się męczące [13]. Rodzaje jednostek ruchowych związane są z typem histochemicznym włókien mięśniowych to włókna czerwone (typ I) tworzą wolne jednostki ruchowe odporne na zmęczenie, włókna białe (typ II) wchodzi w skład jednostek motorycznych szybkich, mogących wytwarzać znaczną siłę skurczu mięśnia, jednakże są bardziej podatne na zmęczenie [8, 33]. Skład poszczególnych typów jednostek ruchowych w mięśniach zmienia w zależności od funkcji mięśnia i wieku, chociaż uważa się, że zjawisko to jest zdeterminowane genetycznie. Proces skurczu mięśnia polega na sumowaniu czynności poszczególnych jednostek ruchowych pod wpływem impulsów z ośrodków rdzeniowych. Sumowania w czasie i przestrzeni potencjałów włókien mięśniowych należących do badanej jednostki wpływa na obraz elektromiograficzny [8, 49, 66].

1.3.2 Czynność mięśni poprzecznie prążkowanych oraz regulacja napięcia mięśniowego

Wyróżniamy trzy rodzaje skurczu mięśnia – izometryczny, gdzie w wyniku skurczu mięsień nie skraca się, a wraz ze wzrostem siły wzrasta jego napięcie. Skurcz izotoniczny, w którym mięsień nie napotyka oporu skraca się oraz skurcz mieszany, auksotoniczny, gdzie dochodzi do skrócenia mięśnia wraz ze wzrostem jego napięcia.

W zależności od ilości docierających do mięśnia bodźców wyróżniamy skurcze pojedyncze i tężcowe, wśród których mamy skurcze tężcowe zupełne w przebiegu którego kolejne bodźce drażniące są generowane w czasie krótszym niż czas pojedynczego skurczu. W odstępach czasu dłuższych niż czas trwania pojedynczego skurczu, włókna mięśniowe mogą się częściowo rozkurczyć i jest to skurcz tężcowy niezupełny [8, 40, 121].

Regulacja napięcia mięśniowego odbywa się dzięki neuronom skupionym w jądrach ruchowych mózgowia (głównie tworzącego siatkowatego) i rdzenia kręgowego [33]. Pierwsze z wymienionych wysyłają stale impulsy do ośrodków rdzeniowych z motoneuronami unerwiającymi mięśnie poprzecznie prążkowane. Napięcie mięśniowe jest regulowane przez nadrzędne ośrodki ruchowe w ośrodkowym układzie nerwowym, jak i dzięki samoregulacji.

Mięśnie w czasie spoczynku wykazują pewien stały stopień napięcia, który wynika z odruchowego pobudzenia α -motoneuronów [138]. W mięśniach szkieletowych znajdują się dwa rodzaje komórek: ektrafuzalne i intrafuzalne. Komórki ektrafuzalne mają jednolitą budowę na całej długości, a ich końce przyłączone są do ścięgien, unerwiane są przez neurony α . Komórki intrafuzalne skupione są w pęczki tworzące wrzecionka mięśniowe, w których znajdują się receptory wrażliwe na rozciąganie mięśnia. Unerwione są przez mniejsze neurony ruchowe γ . Pobudzenie receptorów we wrzecionach nerwowo-mięśniowych na skutek rozciągania mięśnia, powoduje wysłanie impulsów aferentnych do neuronów α w jądrach ruchowych pnia mózgu lub rdzenia kręgowego. Za to pobudzone neurony α wysyłają impulsy do komórek ektrafuzalnych i kurczą je. Skurcz izotoniczny komórek ektrafuzalnych zmniejsza pobudliwość receptorów wrzecionek nerwowo-mięśniowych, co prowadzi do obniżenia napięcia mięśnia. Podczas skurczu izometrycznego komórek ektrafuzalnych nie dochodzi do zmniejszenia pobudliwości receptorów i podwyższone napięcie mięśnia utrzymuje się. Stałe krążenie impulsów nerwowych pomiędzy receptorami wrzecionek mięśniowych, neuronami w jądrach ruchowych i komórkami mięśniowymi zapewnia odpowiednie napięcie mięśni [68, 90].

Rozróżniamy pracę mięśniową izotoniczną, gdzie dochodzi do wykonania ruchu, koncentrycznie jeśli skracają się agoniści lub ekscentrycznie, gdzie ruch jest hamowany przez kontrolowane wydłużanie mięśni agonistycznych i izometryczną, gdzie nie ma zamiaru wykonania ruchu [1, 33].

Istnieją przesłanki upoważniające do stwierdzenia, że w praktyce badań elektromiografii globalnej odprowadzanej z wielu różnych mięśni (również u chorych po udarach) średnia wartość amplitudy rejestrowanej w warunkach spoczynkowych przekraczająca $30\mu\text{V}$, może odpowiadać objawom zwiększonego napięcia mięśniowego, czyli objawom spastyczności w obrębie badanego mięśnia [138]

1.3.3 Klasyfikacja mięśni anatomiczna, fizjologiczna oraz fizjoterapeutyczna według Jandy

Najbardziej powszechnym podziałem mięśni ze względu na wykonywaną czynność jest podział na: zginacze, prostowniki, przywodziciele, odwodziciele i rotatory [9]. Mięśnie możemy również zakwalifikować do tonicznych (posturalnych) oraz fazowych. Pierwsze z wyżej wymienionych zaangażowane są w podtrzymywanie niektórych czynności organizmu oraz utrzymanie postawy ciała podczas pozycji stojącej i innych rutynowych aktów

ruchowych. Badanie EMG wskazuje, że w postawie wyprostnej człowiek rozwija niewielką aktywność mięśniową. Mięśnie posturalne są odporne na zmęczenie, a ponadto posiadają szybką zdolność regeneracji, działają poza świadomością człowieka [65].

Do mięśni posturalnych zalicza się m.in. (klasyfikacja wg Jandy): dźwigacze łopatek, część zstępującą mięśnia czworobocznego grzbietu, mięśnie czworoboczne lędźwi, mięśnie mostkowo-sutkowo-obojęczykowe, mięśnie skośne brzucha, mięśnie gruszkowate, mięśnie naprężacze powięzi szerokiej, mięśnie biodrowo-lędźwiowe, mięśnie przywodziciele ud, mięśnie proste ud, dwugłowe ud, trójgłowe łydki, piszczelowe tylne, zginacze kończyny górnej [58, 60, 90]. Mięśnie posturalne cechuje wytrzymałość, mniejsze zapotrzebowanie na środki odżywcze i tlen, dlatego rzadko ulegają zanikom [84].

Mięśnie fazowe są mięśniami angażowanymi przy wysiłkach, mają za zadanie jak najszybsze i najdokładniejsze wykonanie świadomego ruchu. Podczas wysiłku szybko się męczą, a po nim długo regenerują. Po krótkim okresie nieużywania może dojść do zaników mięśniowych. Do mięśni fazowych należą: część wstępującą mięśnia czworobocznego grzbietu, mięśnie równoległoboczne, mięsień prosty brzucha; mięśnie pośladkowe małe, średnie i wielkie; mięśnie strzałkowy długi i krótki, piszczelowy przedni, mięśnie obszerne przyśrodkowe i boczne oraz prostowniki kończyny górnej [59, 84, 90].

1.3.4 Wybrane aspekty organizacji proprioceptywnej

Receptory pozwalają na kontakt organizmu z otoczeniem. Są strukturami reagującymi na bodźce dochodzące z zewnątrz, bądź te, które pojawiają się wewnątrz organizmu w wyniku zachodzenia różnych zmian. Propriocepcja służy do odczuwania własnego ciała i jego orientacji w przestrzeni oraz istnieje dzięki dopływowi bodźców nerwowych (afferencji) z mechanoreceptorów. Przekazuje informacje na temat ułożenia i zmian napięcia w układzie ruchu oraz zmian postawy ciała [31].

Każdy kontakt ze skórą przez dotyk, ucisk, ból czy temperaturę przekazuje do układu nerwowego informacje dotyczące ustawienia i obciążenia kończyn oraz tułowia.

Eksteroreceptory - odbierają czucie eksteroceptywne - powierzchniowe. Czucie dotyku odbierają łakotki dotykowe (ciałka Merkla), położone w naskórku lub torebce włosa oraz ciałka dotyku (ciałka Meissenera) znajdujące się w brodawkach skóry właściwej. Czucie bólu odbierają zakończenia nerwów skóry. Czucie ciepła odbierają ciałka zmysłowe (ciałka Ruffiniego), a czucie zimna - kolby końcowe (kolby Krausego) [68].

Proprioceptory - odbierają czucie proprioceptywne (głębokie), dostarczają informacji na temat stanu układu kostno-stawowo-mięśniowego oraz ruchu całego ciała, a także

określenie ciężaru przedmiotów, ich elastyczności i twardości. Położone są w mięśniach, ścięgnach, powięziach, torebkach stawowych, okostnej. Do receptorów czucia głębokiego należą ciała blaszkowate (ciała Vatera-Paciniego) oraz wrzecionka nerwowo-mięśniowe i wrzecionka nerwowo-ścięgniste znajdujące się w brzuścach i ścięgnach mięśni. Ośrodkowy układ nerwowy otrzymuje informację z mechanoreceptorów o kierunku, zakresie i prędkości każdego ruchu stawu. Nadmierny ruch sygnalizowany jest przez włókna bólowe. Informacje biegnące z receptorów przy zmieniających się napięciach torebki stawowej pochodzą z mechanoreceptorów odpowiedzialnych za ustawienie stawu (typ I), za zmiany napięcia podczas ruchu (typ II), za zagrożenie nadmiernym napięciem (typ III) i za następstwa zwiększonego napięcia (nocycepcja, typ IV). Informacje te pochodzą z mechanoreceptorów i są dalej przewodzone przez włókna czuciowe do neuronów tylnych rogów rdzenia [33, 93].

Na poziomie rdzenia powstają odruchy motoryczne konieczne do koordynacji stabilności i ruchu. Podczas zmiany długości mięśnia ma miejsce pobudzenie aferentne z wrzecion mięśniowych. Przebiegają one równoległe do włókien mięśni, reagują na niewielkie rozciągnięcie mięśnia - skurczem mięśni, jako następstwo czynności neuronów ruchowych alfa [8]. Równocześnie występuje dostosowanie wrzeciona mięśniowego do skurczu mięśni sterowanych przez wolniej przewodzące neurony ruchowe gamma. Aferentacje z wrzecion mięśniowych aktywują własny mięsień i mięśnie synergistyczne, a hamują grupę antagonistów [63]. Ciała Golgiego w ścięgnach rejestrują napięcie mięśnia. Jeżeli jest ono za wysokie, następuje hamowanie mięśni pracujących i synergistów oraz aktywowanie grupy antagonistów. Napięcie i rozciągnięcie muszą być stale kontrolowane i zmieniane, żeby zapewnić stabilność w stawach, przyleganie powierzchni stawowych, jak również równowagę i określony przebieg ruchu [31, 62, 63].

Stymulowane przez bodźce zewnętrzne eksteroreceptory oraz przez skurcz mięśni spowodowany ruchem w stawie proprioceptory, przesyłają odebrany impuls z udziałem włókien czuciowych do ośrodków tylnych rogów rdzenia kręgowego. Odbierane bodźce mogą być przekazywane do komórek ruchowych w rogach przednich rdzenia kręgowego, a następnie drogą eferentną do mięśnia oraz drogą wstępującą (aferentną), która biegnie w tylnych sznurach rdzenia kręgowego do ośrodków podkorowych i korowych, następnie szlakami zstępującymi (eferentnymi) do komórek ruchowych w przednich rogach rdzenia kręgowego i dalej obwodowo do efektora [38].

System proprioceptorów jest odpowiedzialny za stabilność stawów, za koordynację ruchów i za utrzymanie równowagi. Termin „organizacja proprioceptywna” zawiera w sobie wiele zagadnień strukturalnych i funkcjonalnych, dotyczących połączeń neuronalnych na

drodze receptor->ośrodki rdzenia kręgowego mono- i wielosynaptyczne->komórka ruchowa->efektor.

Na poziomie receptorów dający początek włóknom czuciowym, dotyczy to grup włókien sklasyfikowanych przez Lloyd [87] ze względu na ich średnicę, oraz przez Barker [7] ze względu na typ receptora, z którego biorą początek;

grupa I - obejmująca włókna o średnicy od 21 do 11 mm, która dzieli się z kolei na grupę Ia obejmującą włókna biorące początek z receptorów pierścieniowo-spiralnych lub worka jądrowego wrzecion mięśniowych i grupę Ib o początku z narządów ścięgnistych Golgiego,

grupa II - obejmująca o średnicy od 12 do 6 mm, biorące początek z wtórnych receptorów wrzeciona mięśniowego typu "wiązanka kwiatów" (ang."flower-spray") lub miotubularnych,

grupa III - obejmująca włókna o średnicy od 6 do 1 mm, biorące początek z wolnych zakończeń nerwowych w mięśniach,

grupa IV - obejmująca włókna o średnicy od 1.5 do 0.3 mm, o początku głównie z receptorów skórnych.

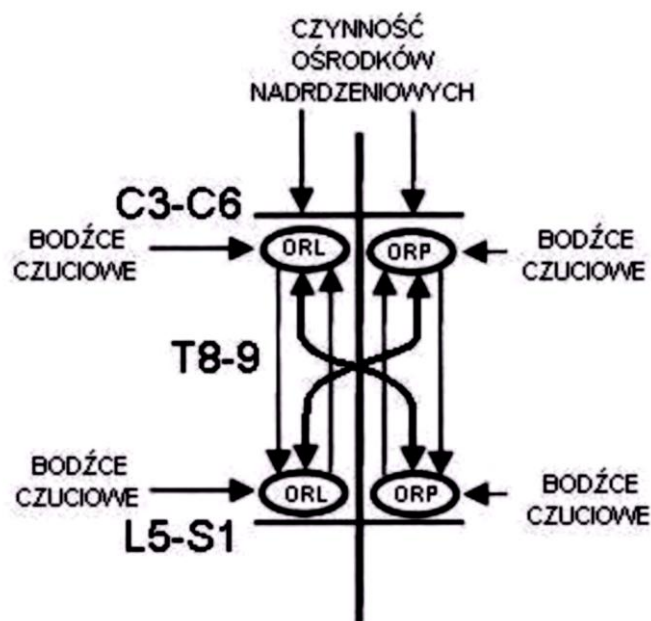
O ile grupy I-III w nomenklaturze Lloyd odnoszą się do aferentnych włókien zmielinizowanych o początku mięśniowym, to grupa IV obejmuje włókna niezmielinizowane z receptorami także w innych tkankach. W nomenklaturze Gasser [34], Gasser i Erlanger [35] i Erlanger i Gasser [24] klasyfikujących włókna na podstawie ich prędkości przewodzenia, te z grup I i II odpowiadają włóknom aferentnym grupy Aa (prędkości przewodzenia kolejno 120-72 m/s oraz 72-30 m/s), a włókna grup III i IV włóknom grup Ad i Cd.r. (prędkości przewodzenia kolejno 30-4 m/s oraz 2-0.4 m/s). Włókna aferentne grup A i Cd.r. stanowią część zarówno somatycznych jak i autonomicznych łuków odruchowych [68, 93].

Do chwili obecnej zbadano szczegółowo w warunkach eksperymentalnych czynność komórek rdzeniowych i dokonano ich histochemicznej identyfikacji w odniesieniu do motoneuronu, interneuronu hamowania presynaptycznego, interneuronu Ia hamującego motoneuron antagonistyczny, interneuronu Renshawa hamowania wzajemnie zwrotnego motoneuronu, interneuronu Ib hamowania motoneuronu synergistycznego [63]. Możliwość przeniesienia wyników tych badań do aplikacji klinicznej stała się faktem i większość z wymienionych połączeń neronalnych zostało również zbadanych u człowieka [16, 56, 57].

1.4 Organizacja ośrodków i połączeń rdzenia kręgowego uczestniczących w przekazywaniu impulsacji nerwowej podczas aplikacji kinezyterapii

Herman Kabat stworzył koncepcję PNF na niektórych przesłankach anatomiczno-czynnościowych rdzenia kręgowego znanych w czasach, w których żył. Wydaje się, że współczesne pojęcie „irradiacji w obrębie taśm” dotyczy „rozprzestrzeniania przewodnictwa impulsów nerwowych w obrębie włókien szlaków własnych rdzenia kręgowego, wykazujących dywergencję kollaterali aksonalnych” [53].

Komórki macierzyste neuronów propriospinalnych na poziomach szyjnych i lędźwiowo-krzyżowych rdzenia kręgowego zostały precyzyjnie zlokalizowane z wykorzystaniem współczesnych metod neuroanatomii [6, 23] (rycina 1). Ich wzajemny wpływ stwierdzono metodami neurofizjologii eksperymentalnej łącznie z rejestracjami wewnątrzkomórowymi [2, 61]. Wykazują one projekcje aksonów przebiegających w sznurach istoty białej, głównie skrzyżowane na poziomie piersiowym [80, 81].



Rycina 1. Schemat połączeń ośrodków rdzeniowych z komórkami zlokalizowanymi w segmentach szyjnych (C3-C6) oraz lędźwiowo-krzyżowych (L5-S1), wykazujący w większości projekcje skrzyżowane (grube linie) oraz w mniejszym stopniu nieskrzyżowane (cienkie linie) na poziomie neuromerów T8-T9 [53].

Ich komórki macierzyste są pod silnym wpływem bodźców przewodzonych przez włókna czuciowe biorące początek z receptorów mięśniowych, skórnych i stawowych jak i włókien zstępujących z ośrodków nadrženiowych (jąder opuszki, jądra czerwienego, nakrywki mostu oraz kory ruchowej) [4]. Wchodzą one w skład ośrodków zarówno w obrębie segmentów szyjnych jak i lędźwiowo-krzyżowych filogenetycznie najstarszych, związanych z

koordynacją lokomocji. Posiadają one pewną autonomię w czynności, nawet po wyłączeniu ich spod wpływu ośrodków nadrdzeniowych. Ich niezależną czynność wykazano w badaniach u chorych z uszkodzeniem całkowitym lub częściowym rdzenia i nazwano je „ośrodkowymi generatorami lokomocji” [39]. W warunkach eksperymentalnych duże znaczenie miały badania wpływów o charakterze pobudzającym i hamującym na te ośrodki z różnego rodzaju włókien aferentnych jak i interneuronów rdzeniowych, a dominującą rolę odegrała technika „ułatwienia przestrzennego” (ang. „spatial facilitation technique”), aplikowana również do badania mechanizmów odruchowych u człowieka [4, 62, 63]. W tej pracy zaprezentowano jej wykorzystanie aby sprawdzić hipotezę, czy czynności z ośrodków kończyn górnych do ośrodków kończyn dolnych w trakcie stosowania wzorców PNF mogą być przewodzone poprzez skrzyżowane i w mniejszym stopniu nieskrzyżowane projekcje długich neuronów propriospinalnych (ang. „long propriospinal neurons”) opisanych oryginalnie przez Sherringtona i Lasletta [118]. Można założyć, że wykorzystując badania neurofizjologii klinicznej EMG oraz MEP, wykaże się „wzmocnienie” wpływu określonego wzorca PNF aplikowanego do mięśni kończyn górnych, wywołującego skurcze rejestrowane w mięśniach głównie kończyny dolnej drugostronnej. Wykorzystując tylko odprowadzenia EMG z mięśni kończyn dolnych, mechanizm działania PNF można by racjonalnie tłumaczyć kinematycznymi zmianami ułożenia tułowia, wpływającymi na czynność różnych grup mięśniowych kończyn dolnych w następstwie wykonywania wzorców dla kończyn górnych. Skutkiem tego mogą być towarzyszące zjawiska przewodnictwa rdzeniowego, w trakcie koordynacji czynności ośrodków szyjnych i lędźwiowo-krzyżowych rdzenia.

1.5 Wprowadzenie do PNF

Cytując za Kabatem: cyt. ..."Proprioceptywne Nerwowo-Mięśniowe Torowanie – PNF, jest to koncepcja leczenia, której filozofia opiera się na założeniu, iż każda istota ludzka, łącznie z osobami niepełnosprawnymi, posiada nienaruszony potencjał życiowy..."[1].

Zasady na których opiera się PNF opisują kompleksowe, globalne podejście terapeuty do pacjenta, potrzebę mobilizacji niewykorzystanych rezerw czynnościowych, osiągnięcie najwyższego poziomu funkcjonalnego poprzez bezbolesną terapię. W metodzie tej ważne jest wyznaczenie osiągalnych celów, aktywny udział pacjenta, powtarzanie ćwiczeń w różnym kontekście, dostarczanie odpowiedniej aferencji (pobudzeń) z zewnątrz oraz

ukierunkowanie terapii na funkcję, czyli czynności dnia codziennego. Pacjent ma uczyć się czuć i zapamiętywać ruch.

PNF ma na celu stosowanie ćwiczeń w sekwencji neurorozwojowej, dostosowanych do możliwości danego pacjenta, jak również biomechaniczną analizę kontroli motorycznej umożliwiającą wytworzenie i utrwalenie prawidłowych wzorców ruchowych. Jako główną zasadę nauczania ruchu przyjęto stopniowanie trudności – naukę rozpoczynano od pojedynczego, łatwego ruchu, a następnie pojedyncze ruchy łączono w ruchy globalne [67].

Ruchy wykonywane w pracy i życiu codziennym mają charakter diagonalny i spiralny, nie odbywają się tylko w jednej płaszczyźnie. Istotnymi elementami ćwiczeń są: pozycja wyjściowa, kierunek ruchu, rozciągnięcie mięśni, nacisk, wzmocnienie aktywności mięśni z wykorzystaniem mechanizmów odruchowych, opór, rodzaj chwytu oraz kolejność pracy mięśni [107].

1.5.1 Zasady torowania

Jeśli chcemy uzyskać obiecujące efekty terapii, niezbędne są nam narzędzia pozwalające fizjoterapeucie na pomaganie pacjentowi w uzyskaniu lepszej wytrzymałości, skoordynowanego ruchu i poprawy stabilizacji.

Jedną z zasad głównych torowania jest **opór**. Wykorzystanie oporu jest niezbędne dla zwiększenia siły mięśniowej, stosuje się go także do poprawy uczenia się ruchu, zdolności mięśni do skurczu, świadomości i kierunku ruchu. Opór optymalny musi być dostosowany do stanu pacjenta (jego siły mięśniowej, koordynacji, napięcia mięśniowego, objawów bólowych) i efektów, jakie chcemy uzyskać. Pacjent reaguje na opór w zależności od pozycji przyjmowanej przez terapeutę, kierunku kontaktu manualnego. Od wielkości zastosowanego oporu zależy efektywność pobudzenia proprioceptywnego, rozchodzi się ono na mięśnie synergistyczne i dalej. Opór nie może powodować bólu i nadmiernego zmęczenia [1, 3, 66].

Zwiększona aktywność mięśni bądź ich rozluźnienie może być efektem **promieniowania - irradiacji** podczas wykonywanych z oporem wzorców ruchowych - jest to kolejna główna zasada torowania. Irradiacja jest ważna i bardzo skuteczna, gdy chcemy poprawić funkcję unieruchomionej kończyny aplikując swoje działania na przeciwną kończynę. Pośrednio wywołujemy izometryczny skurcz mięśni uszkodzonych i pobudzamy ich unerwienie. Efektem jest zapobieganie redukcji jednostek ruchowych i atrofii mięśni, przez stymulację chorej kończyny bez bezpośredniego zbliżania się do niej.

Z biomechanicznego punktu widzenia irracja jest wynikiem funkcjonalnej mechaniki stabilności. Poprzez wykorzystanie trójwymiarowych wzorców ruchowych następuje stymulacja systemu nerwowego [104].

Jako trzecią z głównych zasad torowania wymienia się **kontakt manualny**. W technikach PNF stosowany jest chwyt lumbrykalny, który umożliwia torowanie percepcji dotykowo kinestetycznej. Takie ustawienie dłoni terapeuty pozwala na prawidłowe kontrolowanie ruchu wykonywanego przez pacjenta, odpowiednie dawkowanie oporu i zapobiega nadmiernemu naciskowi na kostne części ciała. Nacisk w kierunku przeciwnym do wykonywanego ruchu stymuluje synergistyczne mięśnie kończyny w celu wzmocnienia ruchu [1].

Ogromnie ważne dla pacjenta jest zapewnienie mu poczucia bezpieczeństwa i pewności, dlatego kolejną zasadą torowania opisuje **pozycje ciała i pracę ciała terapeuty**. Osoba aplikująca ćwiczenia PNF musi być ustawiona w linii wykonywanego ruchu czy stosowanej siły. Terapeuta kontroluje wtedy ruch pacjenta, a przykładany przez niego opór nie wywołuje zmęczenia i może być stosowany dłużej [1].

Bardzo istotny dla osiągnięcia dobrych efektów terapeutycznych jest sposób porozumiewania się i współpraca terapeuty z pacjentem. Według metody PNF, **kontakt słowny** czyli polecenia, komendy pozwalają na prawidłowe rozpoczęcie ruchu lub skurczu mięśniowego, motywuje to do większego zaangażowania w ćwiczenie oraz pozwala na korektę błędów. Podobne zastosowanie ma **kontakt wzrokowy**. Podążanie wzrokiem za ćwiczącą częścią ciała ułatwia pacjentowi kontrolowanie i korygowanie pozycji i ruchu.

Trakcja i aproksymacja (kompresja), czyli elongacja lub docisk powierzchni stawowych kończyn i tułowia. Oba działania stymulują receptory stawowe. Wydłużenie mięśni tułowia lub kończyn, jest często stosowane u chorych z dolegliwościami bólowymi w obrębie stawów. Zastosowanie tych elementów terapii zwiększa siłę odpowiedzi mięśniowej.

Rozciąganie (stretch), to element terapii, który stymuluje, przygotowuje mięśnie do skurczu, pobudza również mięśnie synergistyczne [27].

Prawidłowa kolejność ruchu powoduje, że wykonywana czynność przebiega płynnie i ma dobrą koordynację. Jest najbardziej efektywna, gdy przebiega od części dystalnych do proksymalnych [1].

1.5.2 Techniki

Techniki stosowane w koncepcji PNF ułatwiają ruch funkcjonalny, poprawiają koordynację inter- i intramięśniową. Wykorzystują różne rodzaje pracy mięśniowej (koncentryczną, ekscentryczną, statyczną) w celu wzmocnienia bądź rozluźnienia mięśni, zwiększenia zakresu ruchu, redukcji bólu czy poprawy wytrzymałości mięśni. W zależności od celu terapii, dobieramy odpowiednie techniki:

Rytmiczne zapoczątkowanie ruchu - gdy pacjent ma trudność z zapoczątkowaniem ruchu, koordynacją i rytmem oraz zaburzonym napięciem mięśniowym.

Kombinacja skurczów izotonicznych - jest to połączenie koncentrycznych, ekscentrycznych i stabilizujących skurczów jednej grupy mięśniowej bez jej rozluźniania. Technika ta poprawia koordynację, wzmacnia siłę mięśniową, zwiększa czynny zakres ruchu.

Zwrotność antagonistów - technika ta obejmuje *dynamiczną zwrotność ciągłą*, która polega na zmianie ruchu czynnego wykonywanego w jednym kierunku na ruch wykonywany w kierunku przeciwnym; *stabilizację zwrotną*, czyli naprzemienne skurcze izotoniczne w bardzo małym zakresie ruchu oraz *rytmiczną stabilizację*, w której tak jak powyżej opisano, zmienia się napięcie izometryczne wbrew oporowi, ale bez intencji ruchu. Celem tych technik jest zwiększenie zakresu ruchu, siły mięśniowej, poprawa koordynacji, stabilizacji i równowagi, zmniejszenie napięcia mięśniowego, dolegliwości bólowych. [103]

Powtarzane rozciągnięcia - wykorzystano tu reakcję odruchową na rozciąganie. Stosuje się tą technikę na początku, przed wykonaniem wzorca, jak również w celu zapobiegnięcia nadmiernemu zmęczeniu i utracie kierunku ruchu - w czasie wykonywania wzorca.

Napięcie - Rozluźnienie, Trzymanie - Rozluźnienie - to techniki zwiększające zakres ruchomości, rozluźniające oraz zmniejszające objawy bólowe. Polegają na oporowaniu przykurczonej grupy mięśni lub wzorca ruchowego, po czym następuje faza rozluźnienia.

Podstawą sukcesu terapeutycznego jest dostosowanie technik do indywidualnych potrzeb każdego pacjenta, co umożliwi osiągnięcie najwyższego możliwego poziomu funkcjonalnego [1, 27, 99, 103, 125].

1.5.3 Wzorce torowania

W metodzie PNF stosuje się złożone sekwencje ruchowe określane mianem wzorców ruchowych. Ruch prowadzony jest jednocześnie we wszystkich trzech płaszczyznach: strzałkowej, czołowej i poprzecznej. W tych złożonych sekwencjach ruchowych akcentowany

jest ruch rotacji. Wielopłaszczyznowe ćwiczenia odwzorowują naturalne ruchy występujące w życiu codziennym i wykonywane są w pozycji siedzącej i leżącej [72, 96, 98].

Kompleksowy ruch odznacza się większą efektywnością, pozwala oszczędzać zasoby energii, a element rotacji wydajnie zwiększa stabilność przyjętej pozycji oraz ekonomię ruchu. Cytując za Stodolnym [123]: ...”Prawidłowym wzorcem ruchowym nazywamy sposób wykonania określonego ruchu lub czynności z największą, potrzebną w danej sytuacji precyzją, szybkością i bezpieczeństwem, przy jak najmniejszym wydatku energetycznym”... .

We wzorcach ruchowych można określić kolejność aktywacji poszczególnych grup mięśniowych z zachowaniem odpowiednich proporcji podczas wykonywanego ruchu. Wykorzystanie synergizmu pomiędzy poszczególnymi mięśniami w trakcie wykonywania określonego wzorca ruchowego, pozwala na pośrednie rozwiązywanie problemów funkcjonalnych [50, 92, 106].

Ośrodki kory ruchowej generują wzorce ruchowe dla ośrodków mięśni kończyn, które wraz z pracą mięśni tułowia składają się na fizjologiczne czynności ruchowe. Dzięki zastosowaniu wzorców wzmocnionych przez odpowiedni opór i rozciągnięcie, pobudzamy aktywność mięśni, która rozprzestrzenia się proksymalnie i dystalnie, następuje promieniowanie pobudzenia (irradiacja). Mechanizm ten wykorzystuje się w celu wzmocnienia słabszej grupy mięśniowej w innych częściach ciała, lub poprawy pożądanej funkcji. Opór dobierany jest tak, aby nie utrudniał ruchu, lecz go wspomagał poprzez kodowanie wzorca ruchowego w ośrodkowym układzie nerwowym. Dzięki temu wszystkie nowe wypracowane funkcje, nie ulegają zapomnieniu po zakończeniu rehabilitacji.

Nazwa wzorca wywodzi się od ruchu, który wykonywany jest w stawie proksymalnym np. zgięcie, odwiedzenie, rotacja zewnętrzna, które odbywają się w stawie ramiennym. Dwa skrajne przeciwstawne wzorce tworzą płaszczyznę skośną (diagonalną) (rycina 10). Przykład stanowią wzorce kończyn górnych:

- zgięcie, odwiedzenie, rotacja zewnętrzna i jego antagonistyczny wzorzec,
- wyprost, przywiedzenie, rotacja wewnętrzna i druga skośna,
- zgięcie, przywiedzenie, rotacja zewnętrzna i przeciwny wzorzec,
- wyprost, odwiedzenie, rotacja wewnętrzna [1, 103].

1.6 Aktualny stan wiedzy odnośnie badań neurofizjologicznych w PNF

Grzebellus i wsp. [42, 43] wykorzystali rejestracje sEMG do zobrazowania aktywności mięśni kończyny dolnej (przy odprowadzeniach z mięśni prostego uda, obszernego

przyśrodkowego, obszernego bocznego, dwugłowego uda i brzuchatego łydki) u pacjentów po artroskopii kolana, podczas wykonywania wzorców PNF przeciwną kończyną dolną. Oprócz rejestracji aktywności EMG porównano rozwój siły maksymalnej i zakres ruchu chorej nogi przed i po serii testów. Testowano cztery wzorce PNF dla kończyny dolnej. Wzorec zgięcia odwiedzenia i rotacji wewnętrznej powodował największą aktywność wszystkich mięśni. Rozróżnili oni także aktywność EMG poszczególnych mięśni w każdym wzorcu. Mięsień dwugłowy uda był najbardziej aktywny we wzorcu zgięcia, przywiedzenia, rotacji zewnętrznej przy zgiętym kolanie. Wzorec zgięcia, odwiedzenia, rotacji zewnętrznej wywołał najmniejszą reakcję w badanych mięśniach. U większości pacjentów po serii wzorców PNF, odnotowano zwiększenie aktywności podczas maksymalnego wysiłku oraz wzrost zakresu bezbolesnego zgięcia kolana.

Celem badania Hazaki i wsp. [50] było określenie poziomu aktywności mięśni uda (mięśnia obszernego przyśrodkowego-VMO, m. prostego uda-RF, mięśnia obszernego bocznego-VL, oraz m. dwugłowego uda-BF) w 4 podstawowych wzorcach (PNF) dla kończyny dolnej. Przebadano dziesięciu zdrowych dorosłych ochotników (5 mężczyzn i 5 kobiet, w wieku średnio $21,7 \pm 3,2$ lata). Za pomocą elektromiografii powierzchniowej zbadano skutek każdego aplikowanego wzorca PNF. Rejestracji dokonano podczas maksymalnego skurczu izometrycznego powstałego w wyniku przykładanego oporu. Wyniki pozwoliły na podzielenie wzorców PNF na dwa typy: zawierające składnik zgięciowy oraz wyprostny. W pierwszym przypadku (zgięciowym) procent aktywności EMG był najwyższy w sekwencji mięśni RF>VL>VMO>BF, w drugim wzorcu (wyprostnym) sekwencja ta była najwyższa w kolejności BF>VMO>VL>RF. VMO wykazywał tendencję do zaangażowania się w wzorce PNF zawierających składniki przywiedzenia i rotacji zewnętrznej.

Ferber i wsp. [27] stwierdzili, że techniki rozciągające stosowane w PNF powodują zwiększenie zakresu ruchu wyprostowania kolana u osób starszych w wieku od 50 do 75 lat. Swoje badania opierali na wynikach pomiarów EMG, które potwierdziły wzrost aktywności mięśni zginaczy stawu kolanowego. Mimo korzystnego zwiększenia zakresu ruchu zaobserwowano również, że techniki rozciągające PNF nie powodują rozluźnienia mięśni.

Sullivan i wsp. [124] za pomocą badań EMG podjęli próbę zobrazowania czynności mięśni kończyny górnej u 20 zdrowych ochotników pod wpływem wzorców PNF. Ich badania mogą stanowić wzorec, do którego można porównywać wyniki badań pacjentów, którzy wykazują brak równowagi siły mięśniowej. Badali oni aktywność elektryczną przedniej, środkowej i tylnej części mięśnia naramiennego i mostkową część mięśnia

piersiowego większego w trakcie realizacji czterech wzorców PNF dla kończyn górnych, w trzech wariantach z prostym łokciem, z ugiętym łokciem i w pozycji rozciągnięcia. Środkowa część mięśnia naramiennego wykazała największą aktywność przy wzorcu zgięcia, odwiedzenia, rotacji zewnętrznej, przednia część m. naramiennego we wzorcu zgięcia, przywiedzenia, rotacji zewnętrznej, a tylna część m. naramiennego podczas wyprostu, przywiedzenia, rotacji wewnętrznej. Mostkowa część m. piersiowego większego aktywowała się we wzorcu wyprostu, przywiedzenia i rotacji wewnętrznej. Czynność o największej amplitudzie EMG odnotowano przy wzorcach z prostym łokciem.

Celem badań Arai i wsp. [3] było ustalenie, jaki rodzaj ćwiczeń oporowych zdrową kończyną dolną wpływa najlepiej na zwiększenie aktywności bioelektrycznej i siły mięśni unieruchomionej kończyny. Badano maksymalną siłę niećwiczonego mięśnia czworogłowego uda i czynność elektryczną m. prostego uda. Eksperyment przeprowadzono z osiemnastoma losowo wybranymi kombinacjami, składającymi się z sześciu różnych ćwiczeń i trzech różnych kątów kolana. Oba parametry, siła i czynność bioelektryczna mięśnia uległy wzrostowi. Wzorce PNF zawierające komponentę rotacji wewnętrznej w stawie biodrowym, wywoływały najlepsze efekty w kontralateralnej kończynie dolnej.

Olivo i wsp. [106], na podstawie wyników elektromiografii stwierdzili, że techniki rozluźniające PNF nie powodowały zmniejszenia napięcia mięśni żucia. Zamiast tego, techniki te spowodowały wzrost aktywności elektromiograficznej mięśni żucia.

Markos [91], porównywał skuteczność dwóch technik PNF na zwiększenie zakresu zgięcia stawu biodrowego u 30 zdrowych kobiet. Ćwiczenia zostały zastosowane do prawej kończyny dolnej, natomiast aktywność elektryczna była monitorowana w drugostronnym m. prostym uda, m. obszernym przyśrodkowym, m. półbłoniastym i m. dwugłowym uda. Wykazał zwiększenie zakresu ruchu zgięcia w stawie biodrowym kończyny dolnej prawej-ćwiczonej, poprawę zgięcia w kończynie dolnej lewej w stosunku do grupy kontrolnej-niećwiczonej. U 29/30 kobiet zarejestrowano czynność mięśni w kończynie przeciwnej do kończyny poddanej ćwiczeniom PNF.

Pink [111] za pomocą elektromiografii sprawdziła działanie niećwiczonych mięśni najszerzego grzbietu, nadgrzebieniowego i piersiowego większego, w stosunku do ćwiczonych mięśni podczas wykonywania dwóch wzorców PNF (zgięcia, odwiedzenia, rotacji zewnętrznej i wyprostu, przywiedzenia, rotacji wewnętrznej z prostym łokciem) kończyną górną przeciwną. Zarejestrowała aktywność mięśni podczas obu wzorców. Po porównaniu aktywności mięśni piersiowych większych nie stwierdzono różnic, w m. nadgrzebieniowym większą aktywność zarejestrowała we wzorcu zgięciowym, a w m.

najszerszym grzbiecie we wzorcu wyprostnym. Taka znajomość pozwala dobrze zaplanować terapię u osób z jedną unieruchomioną kończyną górną.

Przegląd wyżej wymienionych prac, pokazuje obraz kierunku badań wpływu wzorców PNF. Po wynikach tych badań można pośrednio wnioskować o skutku wybranych wzorców na poszczególne grupy mięśniowe obu stron, w obrębie obręczy barkowej bądź biodrowej.

Bezpośrednich obserwacji dotyczących wpływów wzorców PNF aplikowanych do kończyny górnej, a rejestrowanych obustronnie z mięśni kończyn dolnych, nie prowadzono w badaniach szczegółowych.

1.7 Inne badania mechanizmu działania i skuteczności PNF

Fenomen skuteczności terapii PNF jest różnie tłumaczony (w różnych zespołach chorobowych), na przykład „pozytywnym wpływem na rozwój zjawisk neuroplastyczności i kompensacji w obrębie kory ruchowej”, „odtworzeniem określonego stereotypu ruchowego ukierunkowanego oporem manualnym ze szczególnym uwzględnieniem rotacji”, wykorzystaniem pojęć „reedukacji nerwowo-mięśniowej”, „torowania” oraz innych z zakresu terminologii neurofizjologicznej. Zjawiska te można zaobserwować w obrazie rejestracji czynności bioelektrycznej sEMG z wielu mięśni [53].

Do zarejestrowania zjawiska irradacji, czyli przeniesienia pobudzenia na inne nieaktywowane jednostki ruchowe niezbędna jest odpowiednia metoda badawcza, którą może być elektromiografia globalna. Wczesna i obiektywna diagnostyka jak i natychmiastowe wdrożenie leczenia, pozwala na uzyskanie lepszych wyników czynnościowych. Za stosowaniem elektromiografii globalnej przemawia jej całkowita nieinwazyjność i szybkość testu, ocena stanu czynnościowego całego mięśnia, ponieważ rejestruje się sumaryczne odpowiedzi mioelektryczne wielu jednostek ruchowych. W rehabilitacji badania neurofizjologiczne są wykorzystywane do celów wytyczenia procedur leczniczych jak i oceny ich skuteczności [52]

Michnik i wsp. [96], użyli metody fotogrametrycznej w celu wyznaczenia kinematyki ruchów terapeutycznych. Polegało to na rejestracji badanego ruchu za pomocą kamer wideo, a następnie na poklatkowej analizie zarejestrowanych obrazów. W celu dokładnej identyfikacji położenia charakterystycznych punktów antropometrycznych, umieścili na nich znaczniki w postaci emitujących światło lub odbijających światło markerów. Podczas badań analizowano m.in. wielopłaszczyznowe ruchy wykonywane przez całą kończynę zgodnie z metodą PNF u zdrowych ludzi. Wyznaczyli oni kąty dla ruchów prostych, jak i złożonych realizowanych

zgodnie z metodą PNF, odpowiadające ruchom: zginania i prostowania w stawie barkowym, odwodzenia i przywodzenia w stawie barkowym, rotacji stawu barkowego, zginania i prostowania w stawie łokciowym, rotacji przedramienia, zginania grzbietowego i dłoniowego w nadgarstku, zginania promieniowego i łokciowego w nadgarstku. Na podstawie wyznaczonych przebiegów kątów stwierdzili, że kolejność angażowania się w ruch poszczególnych stawów rozpoczyna się od części dystalnej kończyny (w tym wypadku dłoni), a kończy na części proksymalnej (staw ramienny) oraz że w ćwiczeniach, wykonywanych zgodnie z metodą PNF, zaangażowane są wszystkie stawy, a ruch odbywa się w pełnym zakresie. Zaobserwowali także znaczne przemieszczenia punktów antropometrycznych znajdujących się w pobliżu barku. W większości przypadków w ruchy te zaangażowana była cała obręcz barkowa oraz tułów.

Kofotolis i wsp. [76] porównywali wpływ treningu izokinetycznego lub elementów terapii PNF na zmiany w włóknach mięśniowych pobieranych przez biopsje. Odnotowano wyraźną zmianę typu włókien w mięśni obszernym bocznym w dwóch grupach badanych.

Zgodnie z Sherman i wsp. [117], celem usprawniania kończyny górnej jest zwiększenie aktywnego i biernego ruchu kończyn oraz optymalizacja sprawności ruchowej w szeroko pojętej rehabilitacji ruchowej chorych. Ćwiczenia rozciągające są określane, jako jedne z najbardziej efektywnych technik rozciągania, kiedy celem jest polepszenie zakresu ruchu. Ćwiczenia skurczowe PNF przy czynnym współdziałaniu usprawnianego chorego, wydają się najbardziej skutecznie wpływać na zakres ruchu kończyn. Największe zmiany zdarzają się po pierwszym powtórzeniu ćwiczeń PNF, a ogólnie skuteczność trwałego zwiększenia zakresu ruchu wystąpiła, gdy ćwiczenia PNF powtarzane były dwa razy w tygodniu. Dotychczas nie wyjaśniono mechanizmu działania PNF na bazie badań biomechanicznych. Mechanizm działania jest wyjaśniany polepszeniem percepcji rozciągania mięśnia, ale tolerancja chorych na tego typu zabiegi nie została określona.

Spośród innych metod badania PNF, jako metody, w której zakłada się zjawisko "ułatwienia" przez wpływ z wielu źródeł aferentnych, należałoby rozpatrzyć metodę stymulacji magnetycznej ośrodków nerwowych [131]. Metoda TMS (MEP) (ang. „Transcranial Magnetic Stimulation”) przezczaszkowej stymulacji magnetycznej, oprócz wielu zastosowań diagnostyki do badania połączeń eferentnych układu nerwowego, może być wykorzystana do wzmocnienia impulsów czuciowych, wywołując zjawisko ułatwienia. Mechanizm ułatwienia nie jest do końca poznany, ale zawiera element przewodnictwa od poziomu kory ruchowej oraz wzrostu pobudliwości na poziomie rdzeniowym [128, 132]. Weber i Eisen [131] zakładają, że o przypadku ułatwienia w badaniach z wykorzystaniem stymulacji magnetycznej oraz innego

bodźca aferentnego można mówić wtedy, kiedy rejestrując potencjały ruchowe z mięśni obserwuje się zwiększenie amplitud potencjałów (ułatwienie przestrzenne) oraz skrócenie ich latencji (ułatwienie czasowe). Dotychczas w badaniu czynności układu nerwowego i mięśniowego, w technice ułatwienia przestrzennego zarówno w warunkach eksperymentalnych jak i u człowieka, stosowano głównie bodźce elektryczne-warunkujące [29]. Z dotychczasowych badań zjawiska ułatwienia w działaniu PNF stosowano bodziec akustyczny jako warunkujący przy określeniu, podobnie jak w tej pracy, wpływu wzorca PNF kończyny górnej na reakcję mięśni kończyny dolnej. Fujita i Nakamura [32] przeprowadzający takie badanie u zdrowych ludzi stwierdzili, że istnieją dwa możliwe mechanizmy zjawiska ułatwienia, to jest uogólniona aktywacja w ośrodkowym układzie nerwowym oraz wpływ łuków odruchowych propriospinalnych. W swoich badaniach do sprecyzowania reakcji jednostek ruchowych mięśni kończyn dolnych, wykorzystali bardziej analizę rejestracji siły aniżeli czynności EMG.

W obecnej pracy metodę TMS zastosuję w dwóch celach:

- 1) aby sprawdzić stan przewodnictwa eferentnego u chorych od poziomu kory ruchowej do mięśni [36, 44],
- 2) jako czynnik ułatwiający terapię PNF w trakcie aplikacji jednego z wzorców, spodziewając się zjawiska wzmocnienia.

1.8 Metoda usprawniania leczniczego PNF u chorych po udarach

U chorych z uszkodzeniami ośrodkowego układu nerwowego celem współczesnej rehabilitacji jest wywołanie procesów plastyczności w korze mózgu. Konieczne jest zwiększenie efektywności usprawniania i wprowadzanie nowych, innowacyjnych metod terapii, mogących powstać na bazie połączenia kinezyterapii z neurofizjologią. Wzorce PNF (ang. „proprioceptive neuromuscular facilitation”) są systemami ćwiczeń aplikowanymi m.in. do usprawniania chorych po udarach [66].

Istotnymi elementami ćwiczeń są: pozycja wyjściowa, kierunek ruchu, rozciągnięcie mięśni, ciąg, wzmocnienie aktywności mięśni z wykorzystaniem mechanizmów odruchowych, opór, rodzaj chwytu oraz kolejność pracy mięśni. Jako techniki PNF stosuje się opór bezpośredni, powtarzane skurcze, zwroty (zmiana kierunku ruchu na przeciwny) i rytmiczną stabilizację, techniki rozluźniające oraz ćwiczenia na macie. Zapewniają one dobry podpór, poczucie bezpieczeństwa i lepszy kontakt z terapeutą [1, 66, 67].

Neuroplastyczność to ogólna własność układu nerwowego, która wyraża się jego zdolnością do adaptacji, przystosowania, zmienności, samonaprawy, uczenia się i pamięci. Jest to powszechna własność neuronów, znajdująca na wszystkich piętrach układu nerwowego. Z tego powodu badanie mechanizmów zmian plastycznych ma nie tylko znaczenie poznawcze, ale również może być pomocne w wytłumaczeniu zmian patologicznych i poszukiwaniu skutecznej rehabilitacji zwłaszcza u chorych po udarze [70, 71, 77, 109].

Połączenia nerwowe i mapy korowe są stale remodelowane przez aktywność człowieka. Jeżeli regularnie wykonujemy złożone czynności ruchowe to reprezentacja korowa mięśni biorących udział w tych czynnościach ulega powiększeniu. Powtarzalność tych samych czynności powoduje intensyfikowanie plastyczności mózgu dorosłego człowieka [77, 89]. U chorych po udarach plastyczność ośrodków mózgu wyraża się albo zjawiskami zachodzącymi w bezpośredniej bliskości obszaru niedokrwiennego (obszar „penumbry”) lub też w przejmowaniu funkcji przez analogiczne ośrodki kory drugostronnej poprzez połączenia spoidłowe istoty białej [20, 89].

Wolny i wsp. [134] oceniali sprawność u 64 chorych po przebytych udarze mózgu w wykonywaniu czynności życia codziennego za pomocą wskaźnika funkcjonalnego "Repty". Porównywali grupę chorych usprawnianych technikami z zakresu metody PNF z grupą chorych po udarze usprawnianych innymi metodami. Lepsze wyniki uzyskano w grupie usprawnianej metodą PNF w zakresie samoobsługi i lokomocji. W przypadku kontroli zwieraczy, komunikacji, nie odnotowano różnic istotnych statystycznie. Potwierdza to jednak, że do odbudowy prawidłowych funkcji, konieczna jest odpowiednia stymulacja ośrodkowego układu nerwowego, pozwalająca na plastyczną adaptację układu nerwowo-mięśniowego.

Śliwiński i wsp. [127] przebadali 15 osób po udarze mózgu. Przeprowadzili dwukrotnie test pomiaru napięcia mięśniowego wg skali Ashworta oraz trzykrotnie test funkcjonalny dla kończyny górnej porażonej przed terapią, po terapii metodą PNF oraz po aplikacji funkcjonalnej Kinesiology Taping. Test ten polegał na uniesieniu przez pacjenta przedmiotu porażoną kończyną górną. Test napięcia mięśniowego wg skali Ashwort nie uległ zmianie. Średnie wyniki testu funkcjonalnego znacząco się poprawiły. U 10 pacjentów dodatkowa aplikacja znacząco ułatwiła pracę metodą PNF.

Krawczyk i wsp. [79] skupili się na badaniu poprawy jakości chodu u pacjentów z niedowładem połowicznym. Według ich koncepcji bardzo ważne jest, żeby terapia była nakierowana na funkcję. Zgodnie z zasadami PNF rozpoczynali terapię od ćwiczeń

łatwiejszych stopniowo przechodząc do bardziej złożonych, wykorzystali pracę pośrednią przez użycie irradacji oraz aplikowali różne techniki indywidualnie dobrane do pacjenta.

Wang [130] pisze, że szybkie wprowadzenie terapii PNF i odpowiednia liczba zabiegów zastosowana u chorych po udarach, ma bardzo korzystne efekty w odniesieniu do poprawy chodu u tych pacjentów. Badał grupę chorych usprawnianą w krótkim czasie od wystąpienia udaru i grupę chorych rehabilitowanych po dłuższym okresie. W pierwszej grupie postępy były natychmiastowe, poprawa nastąpiła już po pierwszej sesji. W drugiej grupie również zanotowano znaczącą poprawę, ale po dłuższym czasie od rozpoczęcia terapii.

2. Cele pracy

W świetle danych i założeń opisanych w podrozdziałach 1.4 (*Organizacja ośrodków i połączeń rdzenia kręgowego uczestniczących w przekazywaniu impulsacji nerwowej podczas aplikacji kinezyterapii*) oraz 1.6 (*Aktualny stan wiedzy odnośnie badań neurofizjologicznych w PNF*) i 1.7 (*Inne badania mechanizmu działania i skuteczności PNF*), sformułowano następujące cele pracy:

1. Analizę czynności bioelektrycznej mięśni kończyn dolnych w warunkach spoczynkowych, maksymalnego skurczu oraz podczas wykonywania czterech wzorców PNF kończyną górną w oparciu o rejestracje polielektromiografii powierzchniowej u zdrowych ludzi oraz u chorych po udarach.

Ta część badań ma odpowiedzieć na pytania:

-Czy wzorce aplikowane do kończyn górnych wpływają na czynność mięśni kończyn dolnych?

-Czy wzorce te wpływają odmiennie na czynność mięśni kończyn dolnych po stronie tożstronnej i drugostronnej do aplikacji?

-Czy różne wzorce PNF wywołujące sekwencję aktywacji mięśni kończyn górnych wpływają na kolejność aktywacji badanych mięśni kończyn dolnych?

2. Analizę zjawiska ułatwienia czasowego lub przestrzennego rdzeniowego przewodnictwa eferentnego na skutek aplikacji wzorców PNF na kończynę górną przy jednoczesnym pobudzeniu ośrodków kory ruchowej bodźcem magnetycznym.

-Wyniki tych badań mogą wskazać prawdopodobne struktury szlaków rdzeniowych, którymi są przewodzone impulsy eferentne.

3. Materiał i metody

3.1 Badani ochotnicy i chorzy

Badania neurofizjologii klinicznej wykonałam u 25 chorych po udarach niedokrwienych (15 kobiet i 10 mężczyzn) w wieku od 36 do 84 lat (średnia 47.2 ± 14.1 lat) z niedowładem jednostronnym określonym szczegółowo w badaniu klinicznym w korelacji z wynikami neurobrazowania tomografii komputerowej lub rezonansu magnetycznego. Byli to chorzy z objawami niedowładu prawostronnego w 14 przypadkach oraz lewostronnego u 11 chorych. Okres od incydentu udarowego wynosił od 1 do 5 lat. Siła mięśni kończyny górnej po stronie niedowładnej w skali Lovetta wynosiła od 0 do 3 (mediana 2), a niedowładnej kończyny dolnej od 1 do 3 (mediana 2). Chorzy byli hospitalizowani na Oddziale Rehabilitacyjnym Kliniki Rehabilitacji Ortopedyczno-Rehabilitacyjnego Szpitala im. Wiktora Degi Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu. Badania przeprowadzano za zgodą lekarza prowadzącego, po konsultacji z Kierownikiem lub Asystentem Zakładu Patofizjologii Narządu Ruchu. Testy diagnostyczne neurofizjologii klinicznej wykonałam w Zakładzie Patofizjologii Narządu Ruchu Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu, pod kierunkiem osoby posiadającej certyfikat Polskiego Towarzystwa Neurofizjologii Klinicznej. Badania u chorych wykonywałam jednokrotnie i posłużyły one do określenia wpływu wzorców PNF na czynność mięśni i przewodnictwa nerwowego u chorych po udarach.

Podstawowe badania przeprowadziłam również u 25 zdrowych ochotników obojga płci (14 kobiet i 11 mężczyzn) w wieku od 21 do 30 lat (średnia 22.6 ± 2.4 lat). Zdrowi ochotnicy byli losowo rekrutowani spośród pracowników (pielęgniarki, lekarze, asystenci) zatrudnionych w Ortopedyczno-Rehabilitacyjnym Szpitalu Klinicznym im. Wiktora Degi Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu. Były to osoby niezaznajomione ze szczegółowymi celami projektu i wykonawcą badań, ale wykazujące chęć przeprowadzenia na nich testów EMG, ENG oraz MEP dla celów naukowych. Badania u wyżej wymienionych wykonywałam jednokrotnie i posłużyły one do określenia wartości referencyjnych testów neurofizjologii klinicznej stosowanych w pracy oraz do określenia wpływu wzorców PNF na czynność mięśni i przewodnictwa nerwowego u zdrowych ludzi.

Udział zdrowych ochotników i chorych w badaniach poprzedzony był wywiadem lub analizą dokumentacji medycznej dotyczących przeciwwskazań jak i wskazań w kierunku wykonywanego badania MEP, testów ENG oraz nieinwazyjnych badań sEMG (zgodnie z Deklaracją Helsińską). Z badań wykluczono kobiety w ciąży, chorych z powikłaniami

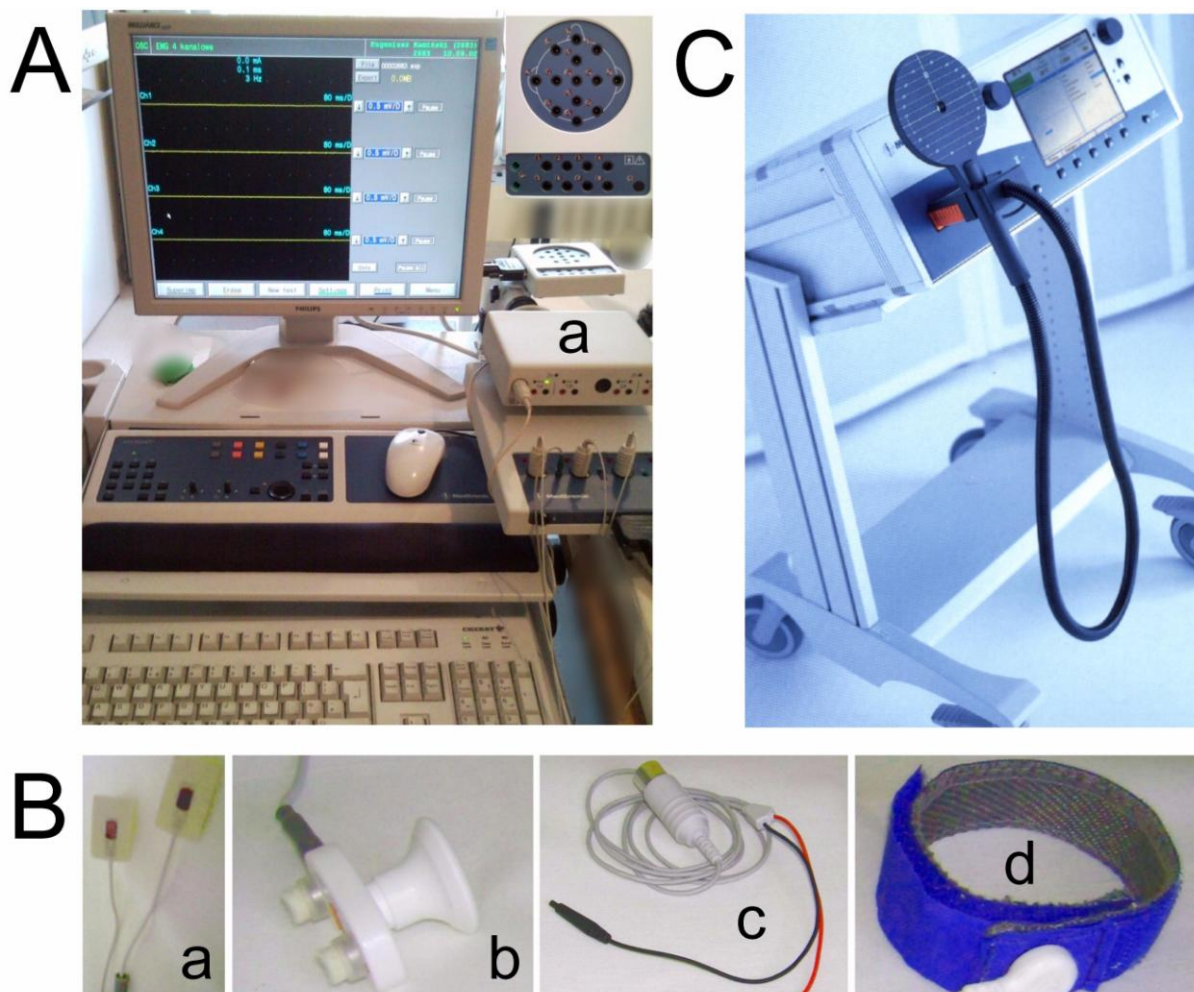
onkologicznymi, osoby posiadające wszczepy ślimakowe lub rozruszniki serca oraz implanty zbudowane ze stopów ferromagnetycznych. Zdrowe osoby nie zgłaszały ewentualnych urazów czaszkowo-mózgowych i kręgosłupa, powikłań o podłożu neurologicznym, genetycznym, reumatycznym lub ortopedycznym. Z badań bezwzględnie wykluczeni byli wszyscy chorzy, u których wystąpiły w przeszłości napady padaczkowe lub poważne komplikacje w układzie sercowo-naczyniowym oraz chorzy w ciężkim stanie ogólnym.

Badania rozpoczęłam w maju 2011 roku i zakończyłam w kwietniu 2012 roku. Badane osoby nie miały wpływu na przebieg testów i interpretację wyników. Wszyscy zapoznali się formularzem informacji o badaniu (Załącznik 1) oraz podpisali świadomą zgodę na jego wykonanie (Załącznik 2). Lokalna Komisja Bioetyczna przy Uniwersytecie Medycznym im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu uchwałą z dnia 12 maja 2011 roku numer 211/11 wyraziła zgodę na prowadzenie badań. Wszystkie dane badanych osób zostały utajnione, każdemu nadano numer statystyczny zapewniający anonimowość i poufność informacji medycznych.

3.2 Metody badań zastosowane w pracy

Do wykonywania testów elektromiografii powierzchniowej (sEMG) oraz testów elektroneurograficznych (ENG, fale M i F) wykorzystałam zintegrowany system Keypoint (Medtronic A/S, Skovlunde, Denmark, rycina 2A). Do badań stymulacyjnych polem magnetycznym zastosowałam aparat MagPro (Medtronic A/S, Skovlunde, Denmark, rycina 2B) składający się z generatora pola magnetycznego oraz cewki indukcyjnej o średnicy 12cm.

Do zarejestrowania zjawiska irradacji, czyli przeniesienia pobudzenia na inne nieaktywne jednostki ruchowe niezbędna jest odpowiednia metoda badawcza, którą może być elektromiografia globalna. Za stosowaniem elektromiografii globalnej przemawia jej całkowita nieinwazyjność i szybkość testu, ocena stanu czynnościowego całego mięśnia, ponieważ rejestruje się sumaryczne odpowiedzi mioelektryczne wielu jednostek ruchowych. W rehabilitacji badania neurofizjologiczne są wykorzystywane do celów wytyczenia procedur leczniczych jak i oceny ich skuteczności. Obecnie w praktyce klinicznej, badania neurofizjologiczne w tym głównie elektromiografia i ruchowe potencjały wywołane indukowane polem magnetycznym nie są rutynowo wykorzystywane do oceny stanu czynnościowego i uzupełnienia diagnostyki chorych zakwalifikowanych do leczenia usprawniającego metodą PNF [52, 82].

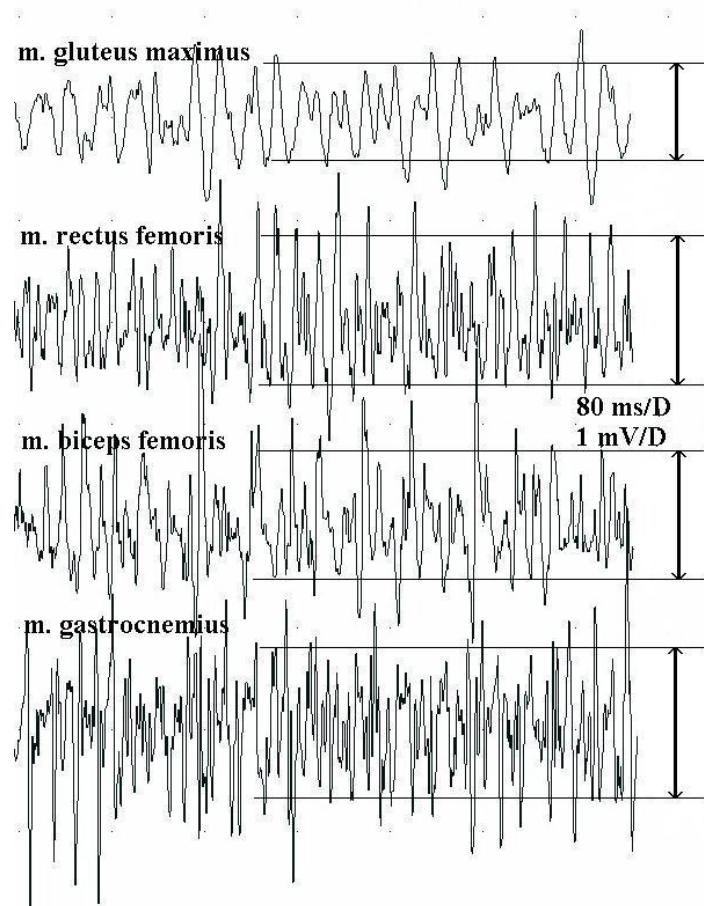


Rycina 2. Aparatura oraz oprzyrządowanie stosowane w badaniach neurofizjologicznych opisywanych w pracy. A – Zintegrowany czterokanałowy system diagnostyczny Keypoint do badań EMG i potencjałów wywołanych z wbudowaną jednostką stymulacyjną do badań ENG (a), B – oprzyrządowanie: (a) elektrody rejestrujące powierzchniowe w postaci metalowych płytek chlorkowo-srebrowych, (b) bipolarna elektroda stymulująca do pobudzenia naskórnego nerwu w badaniach ENG, (c) adapter do połączenia elektrod odbiorczych, (d) opaska uziemiająca, C – aparat MagPro do stymulacji polem magnetycznym w badaniach MEP oraz w kombinacji z aplikowanymi wzorcami PNF.

3.2.1 Elektromiografia (EMG)

Elektromiografia jest metodą badania czynnościowego jednostek ruchowych mięśni, polegająca na rejestracji ich potencjałów w spoczynku (całkowita relaksacja mięśnia) oraz podczas ruchu dowolnego (skurczu mięśnia). Jest ona niezbędnym elementem diagnostyki w chorobach nerwowo-mięśniowych. Podczas całkowitego rozluźnienia mięśnia nie stwierdza się w nim żadnej czynności bioelektrycznej jednostek ruchowych. Podczas słabego dowolnego skurczu w zapisie pojawiają się charakterystyczne potencjały jednostki ruchowej, które zazwyczaj są dwufazowe, przy czym faza dodatnia występuje przed ujemną. W miarę

wzrostu siły skurczu mięśnia zapis ulega wzbogaceniu o wyładowania nowych jednostek ruchowych aż do zjawiska rekrutacji większości z nich [51].



Rycina 3. Przykład rejestracji sumarycznych potencjałów jednostek ruchowych o różnym stopniu rekrutacji (różnym charakterze częstotliwościowym zapisu). Strzałki pokazują sposób obliczania średniej wartości amplitudy zapisu. Zapisy odprowadzono jednostronnie u jednego z badanych ochotników grupy kontrolnej.

Elektromiografia dzieli się na globalną (powierzchniową, sEMG) oraz elementarną (igłową). Badanie elektromiograficzne globalne wykorzystane w tej pracy umożliwi rejestrację i ocenę potencjałów czynnościowych mięśnia za pomocą elektrod powierzchniowych zamocowanych naskórnice. Za stosowaniem elektromiografii globalnej przemawia jej całkowita nieinwazyjność i szybkość testu, ocena stanu czynnościowego całego mięśnia, ponieważ rejestruje się sumaryczne odpowiedzi mioelektryczne wielu jednostek ruchowych.

W badaniach elektromiografii elementarnej odnerwienie prowadzi do pojawienia się czynności spontanicznej mięśnia w postaci fibrylacji, dodatnich potencjałów odnerwienia oraz fascykulacji. Celem badania elementarnego w warunkach skurczu dowolnego jest

określenia parametrów potencjałów pojedynczych jednostek ruchowych, umożliwiającą różnicowanie schorzeń mięśni na miogenne lub neurogenne [22]. Podczas czynności dowolnej, w schorzeniach neurogennych obserwuje się również zmniejszenie liczby rekrutujących jednostek ruchowych. Jedynie w skurczu długotrwałym o znacznym stopniu odnerwienia, potencjały te mają podwyższoną amplitudę i wydłużony czas trwania [5].

Postęp techniki, w tym również komputerowej akwizycji i analizy potencjałów rejestrowanych z mięśni w zakresie metody elektromiografii globalnej jest obecnie do tego stopnia duży, że w warunkach klinicznych wykorzystuje się ją porównywalnie tak samo często jak EMG elementarne [14, 82, 110, 114, 136].

Badanie polielektromiografii globalnej pozwala na szybkie zbadanie czynności jednostek ruchowych wielu grup mięśniowych podczas skurczu, określa symetryczność lub asymetryczność zapisu EMG, ocenia wzajemne działanie różnych mięśni (na przykład antagonistycznych lub synergistycznych), oszacowuje poprawę czynności bioelektrycznej usprawnianych grup mięśniowych [51, 85, 86].

Parametry zapisu EMG użyteczne diagnostycznie to:

-częstotliwość mierzona w Hz, która zależy od ilości impulsów nerwowych wysyłanych przez α -motoneuron do włókien mięśniowych i ilości pobudzonych, rekrutujących jednostek ruchowych.

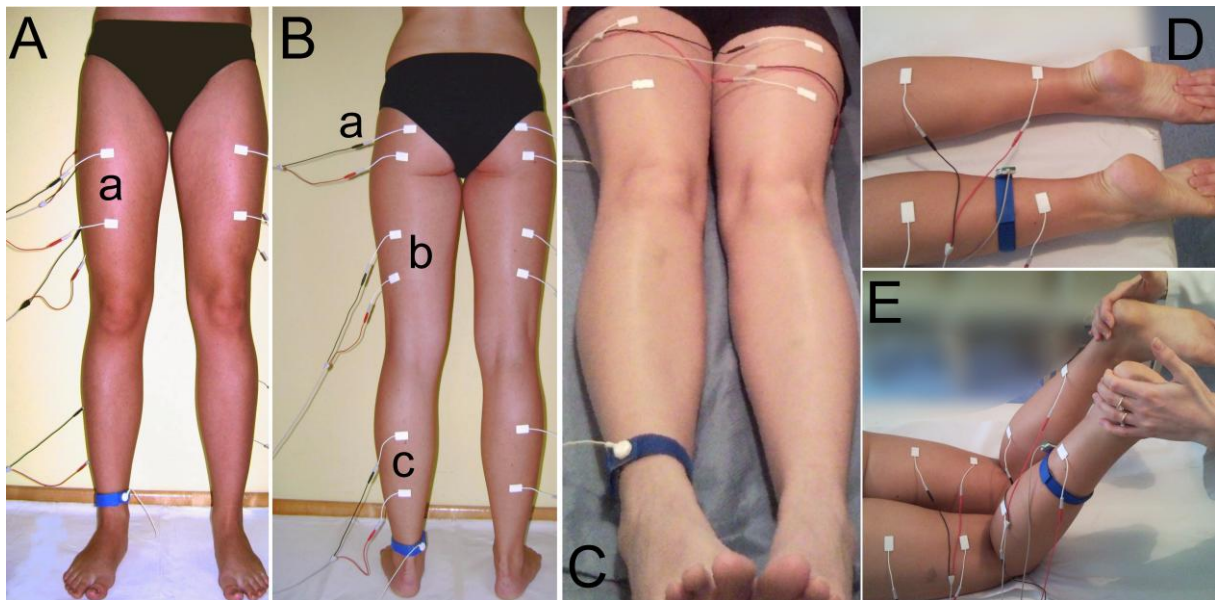
-amplituda mierzona w μ V, jest to różnica między najwyższym a najniższym punktem wartości potencjałów czynnościowych w odniesieniu do linii izoelektrycznej mierzonych w obrazie EMG (rycina 3). Wpływa na nią pozycja elektrody rejestrującej umieszczonej na mięśniu oraz jej odległość od źródła potencjału. W warunkach prawidłowych amplituda różni się przy odprowadzeniach z różnych mięśni, stąd konieczność ustalenia norm referencyjnych dla każdego badanego mięśnia. Zwykle bada się tzw. średnie wartości amplitudy w serii wyładowań elektromiogramu globalnego [25, 26, 51, 54, 55].

Badanie EMG musi być wykonywane w określonych warunkach. W pracowni powinno być ciepło, około 20-25°C. Przed przystąpieniem do badania dokonuje się pomiaru temperatury kończyn, w razie konieczności podgrzewa się je do temperatury 35°C. Jednym z ważniejszych czynników mających wpływ na wynik badania wysiłkowego EMG jest współpraca z pacjentem [15, 83, 110].

Ogólnie normy rejestracji elektromiografii globalnej mięśnia brzuchatego łydki, dwugłowego uda, prostego uda i pośladkowego wielkiego nie różnią się od standardów przyjętych przez Normy Badań Polskiego Towarzystwa Neurofizjologii Klinicznej. Wartości referencyjne parametrów częstotliwości i amplitudy sEMG są również zgodne z tymi, które

ustala się co 5 lat w Zakładzie Patofizjologii Narządu Ruchu Uniwersytetu im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu na zdrowych osobnikach populacji kobiet i mężczyzn w różnym wieku.

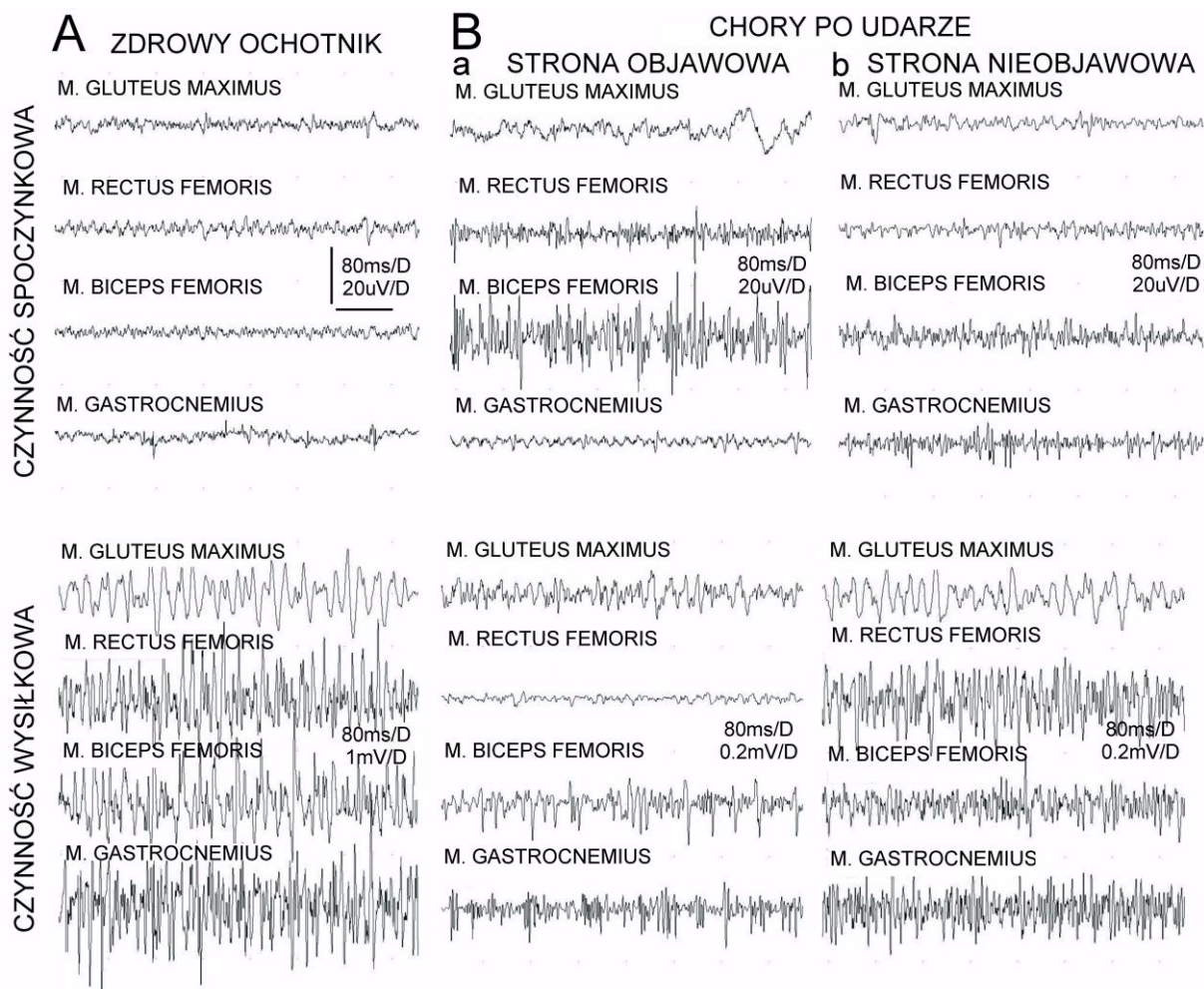
Każdy badany był poinformowany o bezbolesnym przebiegu testu, ułożony w wygodnej pozycji leżącej, zapewniającej pełne rozluźnienie. Zastosowano dwubiegunowe odprowadzenia standardowymi elektrodami powierzchniowymi o rozmiarach około 8mm², posmarowanych żelem elektrolitycznym i przyklejonymi symetrycznie nad brzuścem badanych mięśni i ich ścięgien w części dystalnej (rycina 4). Elektroda uziemiająca podłączona do elektromiografu, najczęściej w formie paska lub płytki znajdowała się w bezpośrednim obszarze miejsca rejestracji. Przed umieszczeniem elektrod na mięśniu skóra była odtłuszczona za pomocą spirytusu [64]. Na wszystkich kanałach rejestratora stosowano jednakowe wzmocnienia.



Rycina 4. Fotografie ilustrujące obustronne rozmieszczenie elektrod powierzchniowych podczas badań elektromiograficznych opisywanych w pracy nad mięśniami prostymi uda (A,a), pośladkowymi wielkimi (B,a), dwugłowymi uda (B,b) i brzuchatymi łydki (B,c). C – przykładowa pozycja leżąca badanego podczas rejestracji sEMG z mięśni prostych uda warunkach spoczynkowych. D,E – przykładowe pozycje leżące badanego podczas rejestracji sEMG w warunkach maksymalnego skurczu, kolejno z mięśni brzuchatych łydki i dwugłowych uda.

Pierwszym etapem badania była rejestracja czynności mięśni podczas spoczynku (rycina 4C). W warunkach prawidłowych przy pełnej relaksacji mięśni u zdrowych ochotników nie zaobserwowałam potencjałów czynnościowych spontanicznych, mimowolnych o amplitudzie większej niż 25 μ V (występowała tzw. „cisza bioelektryczna”).

Obecność potencjałów o niższej od wymienionej wartości amplitudy świadczy w pewnym stopniu o prawidłowym napięciu mięśniowym lub o prawidłowym stanie przygotowania jednostek ruchowych mięśnia do rozwinięcia maksymalnej siły skurczu (rycina 5) [135, 138].



Rycina 5. Porównawcze przykłady rejestracji elektromiograficznych (sEMG) odprowadzanych z wybranych mięśni kończyn dolnych w warunkach relaksacji (górną część ryciny) oraz w trakcie maksymalnego skurczu (dolną część ryciny) u jednego z zdrowych ochotników grupy kontrolnej (A) oraz u chorego po udarze niedokrwiennym (B) po stronie z klinicznymi objawami niedowładności (a) jak i po stronie przeciwnej (b). W porównaniu do rejestracji w części A, zwraca uwagę wzrost amplitudy potencjałów odprowadzanych w warunkach spoczynkowych u chorego po stronie objawowej jak i w mniejszym stopniu nieobjawowej.

Następnie dokonywałam rejestracji czynności mięśni podczas standardowych testów wysiłkowych dla poszczególnych mięśni pośladkowych wielkich, prostych uda, dwugłowych uda i brzuchatych łydki, w czasie nie krótszym niż 2 sekundy i nie dłuższym niż 5 sekund.

W tabeli I zestawiono opisy pozycji badanej osoby w trakcie rejestracji sEMG w warunkach spoczynkowych i wysiłkowych badanych mięśni kończyn dolnych oraz opis

lokalizacji elektrod odbiorczych. Rejestracje sEMG wykonywano przy podstawie czasu rejestratora 80 ms/D i 4s/D wzmocnieniu od 20 μ V do 1000 μ V/D. Wykorzystano filtry 20Hz dolnoprzepustowe i 10kHz górnoprzepustowe rejestratora.

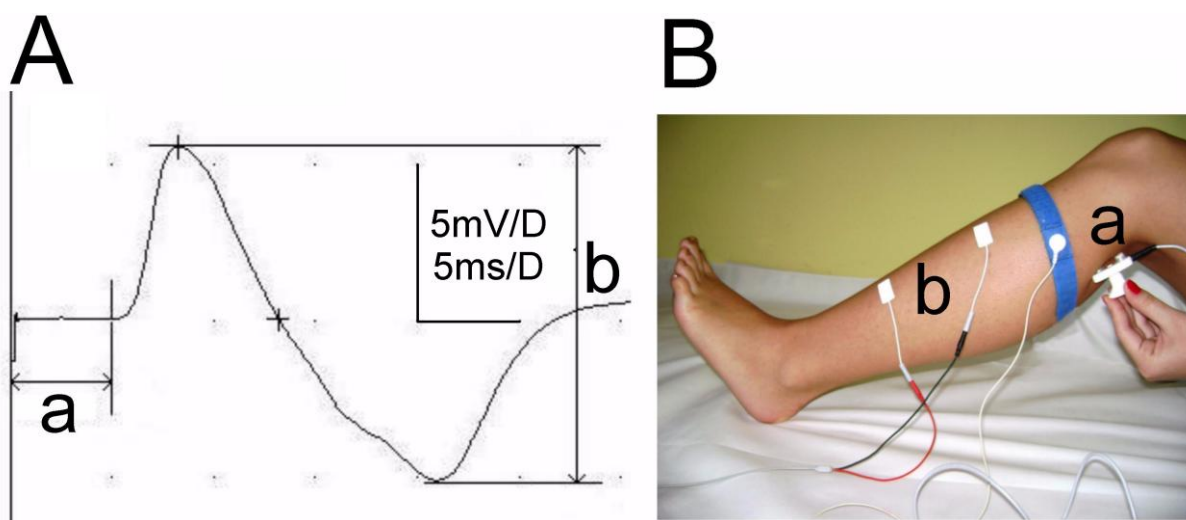
Tabela I. Testowany mięsień, lokalizacja elektrod powierzchniowych podczas rejestracji sEMG oraz pozycja pacjenta w stanie spoczynku i czynność wykonywana podczas badania maksymalnego skurczu mięśnia.

Mięsień	Pozycja elektrod	Spoczynek	Maksymalny skurcz
Pośladkowy wielki	Elektroda czynna na brzuścu mięśnia. Elektroda referencyjna w okolicy ścięgna.	Pacjent leży na brzuchu w wygodnej pozycji.	Leżąc na brzuchu, ruch polega na ściągnięciu pośladków.
Prosty uda	Elektroda czynna na brzuścu mięśnia. Elektroda referencyjna na ścięgnię dystalnym w okolicy górnego brzegu rzepki.	Pacjent leży na plecach w wygodnej pozycji.	Leżąc na plecach, ruch polega na próbie przeprostowania kkd w stawach kolanowych.
Dwugłowy uda	Elektroda czynna na brzuścu mięśnia. Elektroda referencyjna na ścięgnię dystalnym.	Pacjent leży na brzuchu w wygodnej pozycji.	Pacjent leży na brzuchu z kkd ugiętymi w stawach kolanowych próbuje zgiąć kkd w stawach kolanowych przeciwko oporowi.
Brzuchaty łydki	Elektroda czynna na brzuścu mięśnia. Elektroda referencyjna na ścięgnię dystalnym.	Pacjent leży na brzuchu w wygodnej pozycji.	Pacjent leży na brzuchu, ruch polega na zgięciu podeszwowym stopy przeciwko oporowi.

Badano mięśnie po obu stronach ciała w celu ustalenia stopnia asymetrii parametrów amplitudy zapisu sEMG podczas czynności poszczególnych badanych grup mięśniowych. Taką samą procedurę zastosowano u zdrowych ludzi jak i chorych po udarach.

3.2.2 Elektroneurografia (ENG)

Elektroneurografia jest uważana za najbardziej dokładną metodę, dostarczającą obiektywnych informacji na temat zjawisk patologicznych zachodzących w przewodnictwie włókien nerwowych. Ta metoda określa stopień pobudliwości włókien nerwu w wyniku jego stymulacji bodźcami elektrycznymi na obwodzie i rejestracji potencjału ruchowego za pomocą elektrod powierzchniowych względnie igłowych znad powierzchni brzośca unerwianego mięśnia lub naskórnie nad przebiegiem nerwu w części dystalnej. W badaniu takim oceniana jest między innymi fala M potencjałów wywołanych (rycina 6), będąca rezultatem bezpośredniego pobudzenia unerwianych włókien mięśniowych w kierunku ortodromowym, jak również fale F i H przewodzone kolejno anty- i ortodromowo. Rejestracja fali F umożliwia zbadanie przewodnictwa włókien ruchowych w obrębie korzenia brzuszego (rycina 7). Procedura badania jest podobna do badania fali M włókien ruchowych. Najczęściej oceniana jest najkrótsza latencja fali F spośród wszystkich zarejestrowanych oraz ich frekwencja lub różnica czasowa między wartością fali F i M (interlatencja fali F- M mierzona w ms) [18, 22, 69, 102, 129].



Rycina 6. A-przykład fali M potencjału wywołanego zarejestrowanego u jednego ze zdrowych ochotników z mięśnia piszczelowego przedniego w następstwie stymulacji elektrycznej nerwu strzałkowego w badaniach elektroneurograficznych, z zaznaczeniem sposobu obliczania latecji (a) oraz amplitudy potencjału (b). B-fotografia lokalizacji bipolarnej elektrody stymulującej (a) oraz bipolarnych powierzchniowych elektrod odbiorczych (b) wykorzystywanych w trakcie badania elektroneurograficznego przewodnictwa obwodowego włókien ruchowych nerwu strzałkowego.

Wyniki badań umożliwiają:

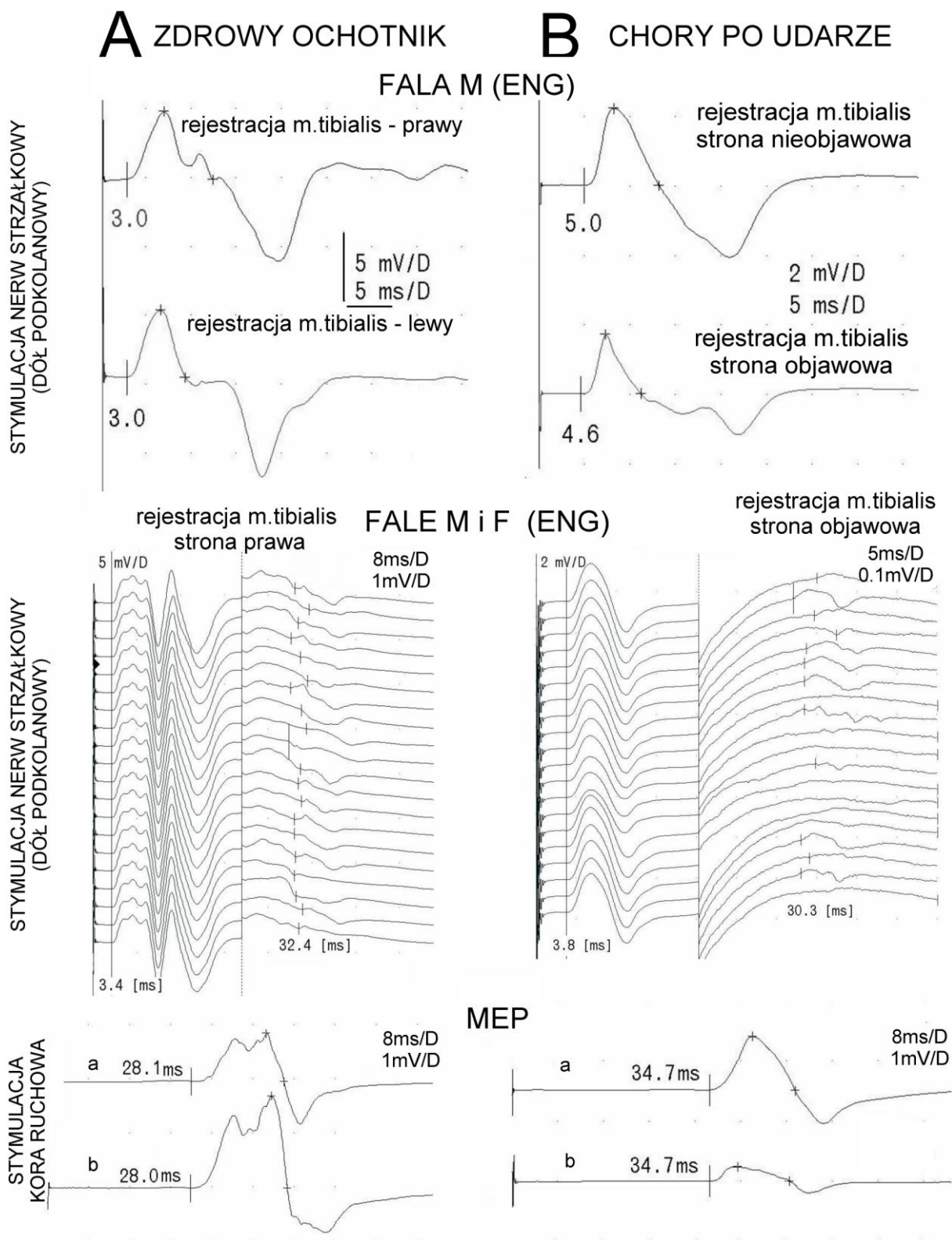
- 1) ustalenie rodzaju włókien (ruchowe, czuciowe) objętych procesem chorobowym,
- 2) określają charakter zmian (aksonalne, demielinizacyjne, mieszane),
- 3) rozległość procesu (mononeuropatia, mnoga wieloogniskowa neuropatia kilku nerwów różnych kończyn, poliradikulopatia, polineuropatia),
- 4) obiektywną oceną wpływu terapii oraz przebiegu choroby (ostra, podostra) [51].

Parametry użyteczne diagnostycznie, które oceniałam przy badaniu fali M w tej pracy to:

-amplituda - ta wartość mierzona jest w μV . Jest różna w zależności od rodzaju badanego nerwu. Mierzy się ją od wierzchołka ujemnego do wierzchołka dodatniego (rycina 6 Ab). Określa ilość włókien, które zostały pobudzone przez bodziec elektryczny.

-latencja - mierzona jest w ms. To przedział czasowy od chwili zadziałania bodźca elektrycznego do chwili pojawienia się składowej ujemnej odpowiedzi potencjału wywołanego (rycina 6 Aa) [22, 69, 129].

Przed każdym ułożeniem elektrod odbiorczych na ciele badanej osoby, należy odłuszczyć powierzchnię skóry i dokładnie je osuszyć. Ma to na celu zmniejszenie oporności do minimum pomiędzy skórą i metalową powierzchnią elektrody oraz niedopuszczenie do przepływu prądu między biegunami elektrod. Odległość pomiędzy odbiorczą katodą i anodą nie powinna być mniejsza aniżeli 3cm. Elektroda stymulująca ułożona naskórną na przebiegu badanego nerwu powinna być zwilżona roztworem NaCl lub pastą elektrodową. Temperatura pomieszczenia, w którym wykonuje się pomiar powinna wynosić 22-26°C. Należy dążyć do utrzymania stałej temperatury badanej części ciała w granicach 33-35°C, ponieważ wpływa to na parametry przewodnictwa impulsów nerwowych. Kiedy ułożenie biegunów dodatniego i ujemnego elektrody stymulującej jest zgodne z przewodnictwem ortodromowym (fizjologicznym) dla przewodnictwa eferentnego, bodziec elektryczny wywołuje pobudzenie włókien ruchowych badanego nerwu oraz konsekwentnie zjawisko pobudzenia na poziomie synaps nerwowo-mięśniowych. Bipolarna elektroda rejestrująca (elektroda uziemiająca umieszczana jest pomiędzy dwoma zestawami elektrod stymulującej i rejestrującej) odbiera falę M potencjału wywołanego. W przypadku badania potencjałów ruchowych stosowany bodziec stymulujący jest supramaksymalny. Powodem zastosowania tego bodźca jest dążenie do uzyskania pobudzenia całej populacji włókien. Stymulację rozpoczynamy od stosowania bodźca o słabym natężeniu, który zwiększa się aż do uzyskania odpowiedzi maksymalnej, o niezmiennym amplitudzie [30].



Rycina 7. Przykłady rejestracji potencjałów wywołanych fal M, M i F oraz ruchowych potencjałów wywołanych MEP odprowadzanych u zdrowych ochotnika (A) oraz chorego po udarze (B). a-strona prawa lub nieobjawowa, b-strona lewa lub objawowa.

Do pobudzenia zostały wykorzystane elektryczne, monopolarne bodźce, wyzwalane ze stimulatora aparatu Keypoint będącym jednocześnie systemem rejestrującym ruchowe

potencjały wywołane fal M przewodzone ortodromowo. Bodźce miały kształt prostokątny, czas trwania 0,2 ms, natężenie od 0 do 100 mA (wartość wywołująca najwyższą amplitudę potencjału czynnościowego dla danego nerwu) a częstotliwość 2 Hz. Nad mięśniem piszczelowym przednim unerwianym przez nerw strzałkowy umieszczone zostały bipolarne elektrody rejestrujące (elektroda aktywna nad brzuścem mięśnia, elektroda referencyjna bliżej ścięgna, dystalnie). Po stymulacji nerwu strzałkowego w okolicy głowy kości strzałkowej zarejestrowano złożony potencjał czynnościowy wszystkich pobudzonych włókien mięśniowych - falę M (przewodnictwo włókien ruchowych obwodowo, ortodromowo) i falę F (przewodnictwo włókien ruchowych na poziomie rdzeniowych korzeni brzusznych, impulsy przewodzone antydromowo) (rycina 7) [22, 69, 129]. Taki sam schemat badania zastosowano u zdrowych ochotników grupy kontrolnej i u chorych po udarach. W badaniach ENG podstawa czasu była nastawiona na ekranie rejestratora na 5 lub 8ms/D, a wzmocnienie na 5000 μ V/D. Filtry górno- i dolnoprzepustowe były ustawione w rejestratorze podobnie jak w badaniach sEMG.

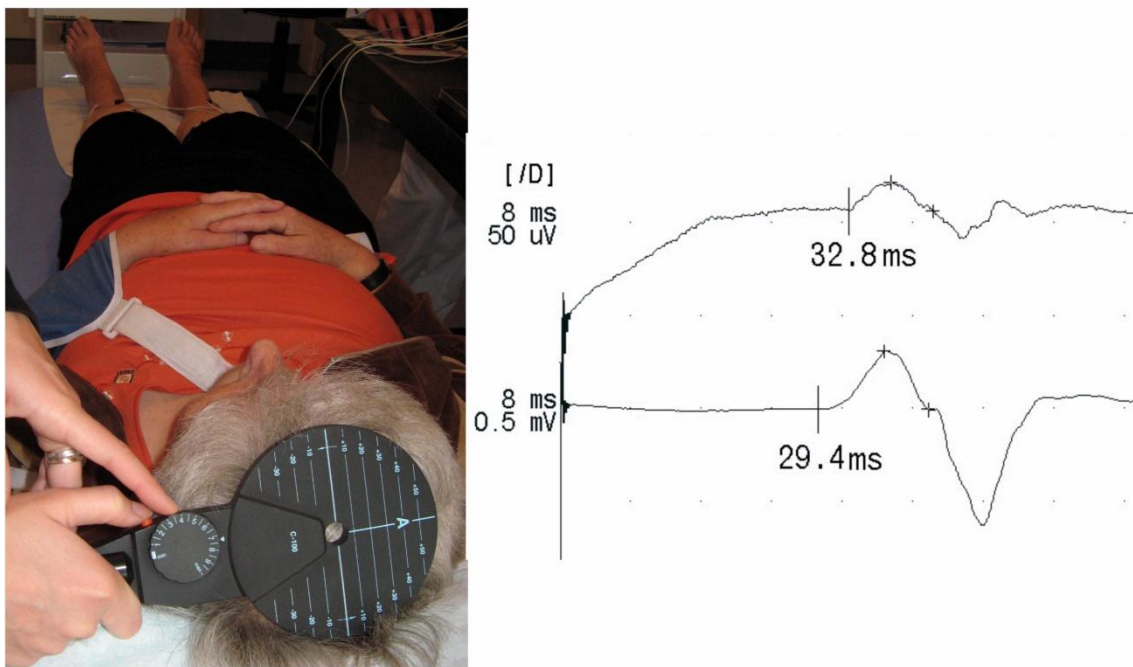
3.2.3 Ruchowe potencjały wywołane indukowane polem magnetycznym (MEP)

Badanie MEP wdrożono do diagnostyki klinicznej w drugiej połowie lat osiemdziesiątych jako narzędzie oceny funkcji dróg korowo-rdzeniowych. Obecnie stosowane jest jako cenne narzędzie diagnostyczne w diagnostyce stwardnienia rozsianego, stwardnienia zanikowego bocznego, mielopatiach szyjnych, urazach rdzenia kręgowego, niedowładach psychogennych, udarach [126].

Stymulacja polem magnetycznym wykorzystuje zasadę indukcji elektromagnetycznej. Prąd przepływający w cewce charakteryzuje się szybkim narastaniem i maksymalnym natężeniem prądu o wartości około 5000 A. Pole magnetyczne prostopadłe do poziomu głowicy przechodzi bez spadku przez czaszkę i indukuje w tkance mózgowej krótki przepływ prądu. Rejestracja MEP odbywa się za pomocą elektrod powierzchniowych z mięśni piszczelowych przednich według takiej samej konwencji jak w badaniach ENG. Do badania MEP rejestrowanych w kończynach dolnych, cewkę indukującą przykładają się nadczaszkowo w linii pośrodkowej, nad obszarem kory ruchowej [109]. Siłę bodźca zwiększa się do momentu, gdy uzyskamy wyraźną amplitudę MEP, następnie powtarzamy procedurę aż do osiągnięcia najkrótszej latencji i najwyższej amplitudy z 4 zapisów [129]. Stymulację pola ruchowego kończyny dolnej rozpoczyna się przy mocy stymulatora równej 40% i zwiększa się stopniowo moc o kolejne 5-10% [126].

Latencja przy stymulacji korowej obrazuje całkowity czas przewodzenia eferentnego między obszarem kory ruchowej i mięśniem, z którego jest wykonywana rejestracja. Część tego czasu to przebycie odcinka w nerwach obwodowych między komórkami rogów przednich, korzeniami przednimi i mięśniami. Jeśli chcemy ocenić ośrodkowy czas przewodzenia (CCFT), należy odjąć obwodowy czas od ośrodkowego. Jedną z metod jest analiza czasu latencji fali F zsumowana z dystalnym czasem latencji fali M, odpowiadająca podwójnemu czasowi przebiegu między komórką rogu przedniego i mięśniem. Często odejmuje się 1ms dla wygenerowania odpowiedzi w komórce rogu przedniego. Amplituda MEP nie osiąga tak dużych wartości, jak przy supramaksymalnej stymulacji elektrycznej. Według Vogla [129] dla kończyn dolnych to ok. 25% (przeciętnie 12%). Parametr latencji MEP jest mniej zmienny niż wartości amplitudy.

Przeciwwskazania do badania MEP to obecność ferromagnetycznych implantów metalowych w głowie. Badaniu nie mogą być poddani pacjenci posiadający rozrusznik serca, chorujący na padaczkę, kobiety w ciąży.



Rycina 8. Patologiczne ruchowe potencjały wywołane MEP (prawa część ryciny), które rejestrowano z mięśni piszczelowych przednich obustronnie po stymulacji ośrodka ruchowego wiązką pola magnetycznego o najniższym progu pobudliwości u jednej z chorych po udarze niedokrwiennym. Po lewej stronie ryciny pokazano lokalizację nadczaszkową cewki indukcyjnej.

Metoda MEP ułatwia diagnostykę, szczególnie może być przydatna w różnicowaniu uszkodzenia dróg piramidowych i pozapiramidowych. W zaburzeniach pozapiramidowych nie rejestruje się zmian w MEP. Wyraźne pogorszenie parametrów badań MEP jest

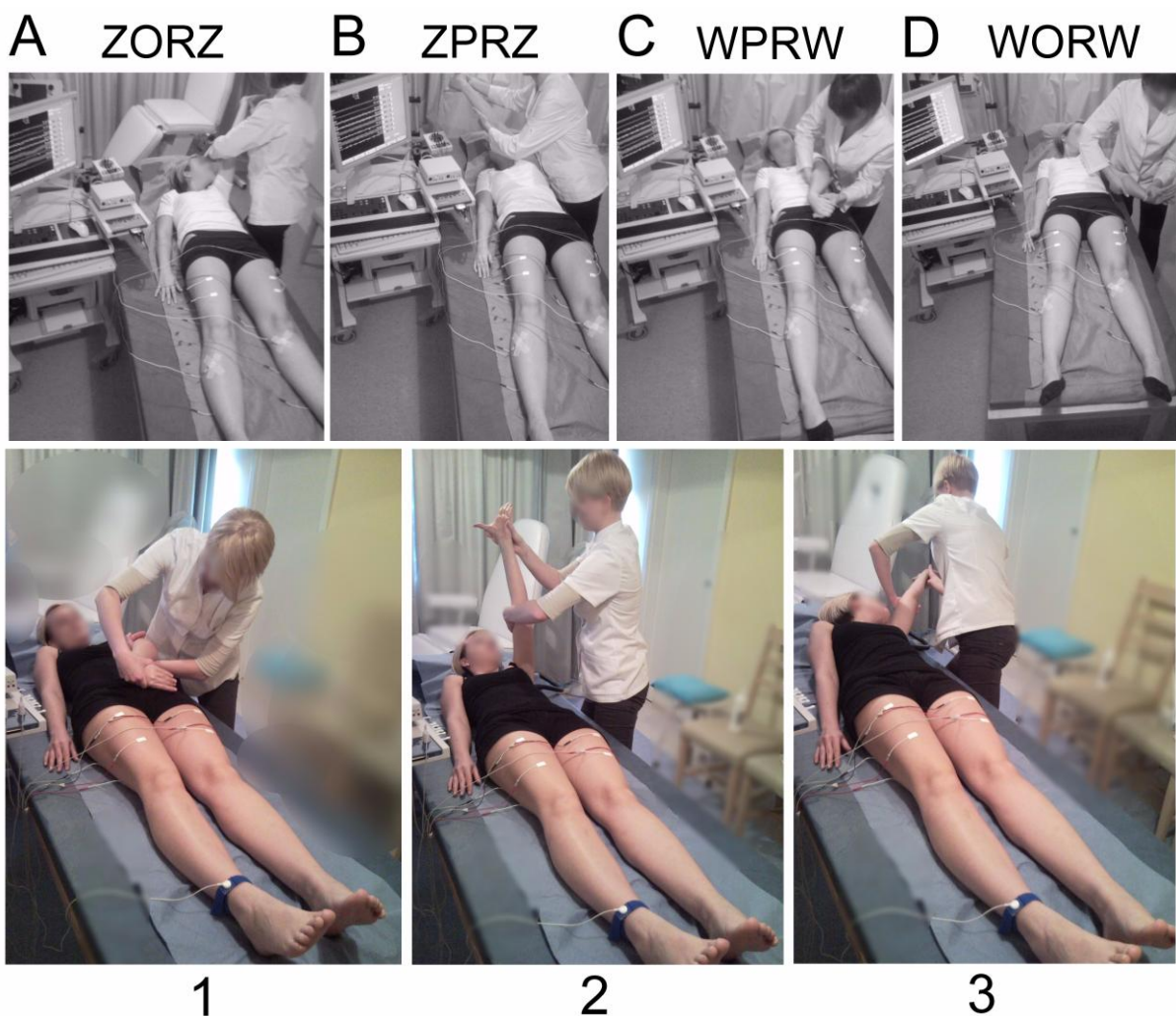
odzwierciedleniem stanu przewodnictwa eferentnego, co wydaje się być znamionnym kryterium diagnostycznym sugerującym wybór leczenia [129, 133].

U zdrowych ochotników jak i chorych po udarach badania te były przeprowadzone w ten sam sposób (rycina 8). Badanie polegało na stymulacji przezczaszkowej kory ruchowej za pomocą pojedynczego impulsu magnetycznego, o sile wyrzutu nieprzekraczającej 70%, która wywołuje potencjał ruchowy rejestrowany z mięśnia po stronie przeciwnej do stymulowanej półkuli. W badaniach MEP oceniano parametry amplitudy i latencji. Filtry górno- i dolnoprzepustowe były ustawione w rejestratorze podobnie jak w badaniach ENG.

3.3 Wzorce PNF aplikowane dla kończyny górnej

W terapii metodą PNF, fizjoterapeuta opiera się na potencjale nieuszkodzonych, najsprawniejszych sfer ruchowych pacjenta (najsilniejszych, bezbolesnych, o największym zakresie ruchu). W niniejszej pracy testowane były cztery wzorce PNF dla kończyny górnej. Badana osoba ułożona była na plecach. Terapeuta aplikował (rycina 9) wzorce zgięcia, odwiedzenia i rotacji zewnętrznej oraz wyprost, odwiedzenia i rotacji wewnętrznej dla prawej kończyny górnej, w trakcie których rejestrowana była czynność jednostek ruchowych z wybranych mięśni lewej kończyny dolnej. Wzorce zgięcia, przywiedzenia, rotacji zewnętrznej oraz wyprost, przywiedzenia, rotacji wewnętrznej wykonywane lewą kończyną górną, rejestrowane były również z lewej kończyny dolnej (rycina 10). Ta sama procedura powtórzona była analogicznie dla prawej kończyny dolnej (tabela II).

Terapeuta ustawiony był w linii wykonywanego ruchu, czyli barki, miednica i kończyny górne ustawione miał w kierunku stosowanej siły, co pozwalało na dłuższe aplikowanie oporu bez uczucia zmęczenia. Wykorzystanie chwytu lumbrykalnego zapobiega nadmiernemu ściskaniu lub szczypaniu ręki pacjenta. Chwyt był zawsze przeciwny w stosunku do wykonywanego ruchu, miał kontakt z aktywną powierzchnią ruchu - dłoniową lub grzbietową. Przed każdym wzorcem ćwiczona kończyna górna została lekko rozciągnięta (stretch początkowy), aby wywołać maksymalny skurcz mięśni. Terapeuta słownie objaśniał każdy wzorec, a następnie pokazywał jak powinien być wykonany. Każdy badany powtarzał wzorec około trzech razy. Podczas wykonywania wzorca ręka i staw nadgarstkowy, jako pierwsze rozpoczynają ruch w danym wzorcu i poruszają się w swoim pełnym zakresie ruchomości.



Rycina 9. Przykłady sposobu wykonywania wzorców PNF dla lewej kończyny górnej (górna część ryciny): (A) pozycja końcowa - wzorec zgięcia, odwiedzenia, rotacji zewnętrznej [ZORZ], (B) pozycja końcowa - wzorec zgięcia, przywiedzenia, rotacji wewnętrznej [ZPRZ], (C) pozycja końcowa - wzorec wyprost, przywiedzenia, rotacji wewnętrznej [WPRW], (D) pozycja końcowa - wzorec wyprost, odwiedzenia, rotacji wewnętrznej [WORW]. W dolnej części ryciny pokazano trzy kolejne sekwencje (1-3) wzorca najczęściej analizowanego w pracy ZORZ.

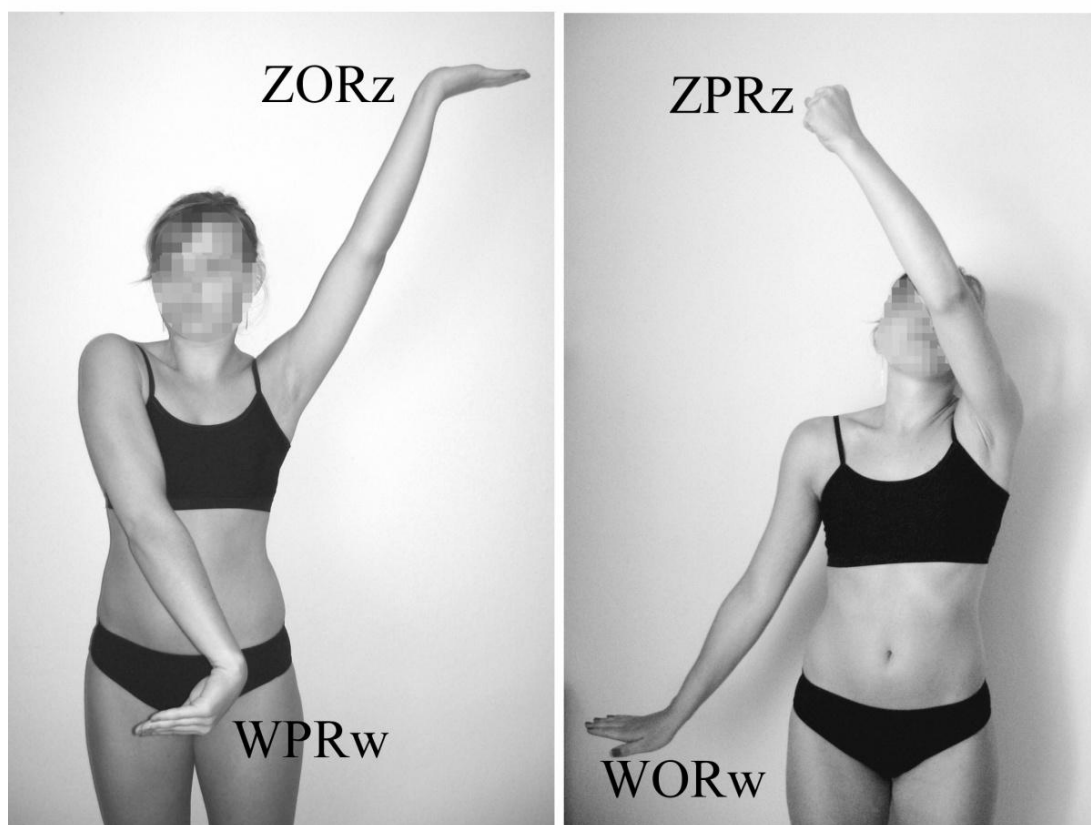
Rotacja stawu ramiennego i ruchy skrętne przedramienia towarzyszą przemieszczeniom w stawie nadgarstkowym. Po wykonaniu pełnego zakresu ruchu przez części dystalne, łopatka wraz ze stawem ramiennym lub staw ramienny i staw łokciowy wykonują jednoczesny ruch w należnym sobie zakresie ruchomości. Kończyna górna porusza się w skośnej, wzdłuż linii prostej, z płynnym zaznaczeniem składowej rotacyjnej występującej w trakcie całego wzorca. Podczas wykonywania ćwiczeń terapeuta czuwał nad zachowaniem diagonalnych kierunków ruchu oraz aby każdy wzorec zawierał wszystkie komponenty. Po każdym ćwiczeniu badana osoba miała około 2-3 minut na odpoczynek. Ten sam terapeuta wykonywał wszystkie procedury.

Tabela II. Tabela z opisami techniki wykonywania czterech wzorców PNF.

	Z.O.Rz	W.P.Rw	Z.P.Rz	W.O.Rw
Chwył ręką dalszą terapeuty	Chwyta rękę pacjenta za powierzchnię grzbietową, tak, aby palce znajdowały się na krawędzi promieniowej, a kciuk wywierał nacisk na łokciową krawędź ręki.	Trzyma za powierzchnię dłoniową ręki pacjenta. Palce trzymają promieniową krawędź ręki, a kciuk wywiera przeciwny nacisk na łokciową krawędź ręki pacjenta.	Trzyma dłoniową część ręki pacjenta. Palce znajdują się na łokciowej krawędzi ręki, kciuk wywiera nacisk na krawędź promieniową.	Trzyma powierzchnię grzbietową ręki pacjenta. Palce znajdują się na łokciowej krawędzi ręki, a kciuk wywiera przeciwny nacisk na promieniową krawędź ręki.
Chwył ręką bliższą terapeuty	Trzyma od spodu promieniową i łokciową krawędź przedramienia, powyżej stawu nadgarstkowego.	Ustawiona od strony promieniowej, chwyt za rękę pacjenta proksymalnie w stosunku do stawu nadgarstkowego. Palce trzymają za krawędź łokciową, a kciuk za krawędź promieniową.	Chwyta od spodu przedramię pacjenta proksymalnie w stosunku do stawu nadgarstkowego. Palce trzymają za krawędź promieniową, a kciuk za krawędź łokciową.	Skierowana brzusznie, za pomocą chwytu lumbrykalnego chwytają łokciową i promieniową krawędź przedramienia, proksymalnie w stosunku do stawu nadgarstkowego.
Komenda słowna	Otwórz rękę, unieś kończynę górną.	Ściśnij moją rękę i ciągnij po skosie w dół.	Ściśnij moją rękę i pchaj po skosie w górę.	Otwórz rękę, pchaj kończynę do dołu i w bok.
Ruch	Palce i kciuk prostują się wraz z wyprostem i ruchem dopromieniowym stawu nadgarstkowego. Część promieniowa ręki prowadzi ruch, a staw ramienny wykonuje zgięcie, odwiedzenie i rotację zewnętrzną. Łopatką przyjmuje pozycję tylnego uniesienia. Kontynuacją tego ruchu jest sięganie w górę i wydłużenie lewej strony tułowia.	Palce i kciuk zginają się wraz ze zgięciem i odchyleniem dołokciowym stawu nadgarstkowego. Część promieniowa ręki prowadzi ruch do momentu ustawienia stawu ramiennego w pozycji wyprost, przywiedzenia i rotacji wewnętrznej, a łopatki w pozycji przedniego obniżenia.	Palce i kciuk zginają się wraz ze zgięciem i odchyleniem dopromieniowym stawu nadgarstkowego. Ruch prowadzi promieniową część ręki, następnie staw ramienny wykonuje zgięcie, przywiedzenie i rotację zewnętrzną. Łopatką dochodzi do pozycji przedniego uniesienia.	Palce i kciuk prostują się wraz z wyprostem i odchyleniem dołokciowym stawu nadgarstkowego. Część łokciowa ręki prowadzi ruch, staw ramienny wykonuje wyprost, odwiedzenie i rotację wewnętrzną. Łopatką przesuwa się do tylnego obniżenia.

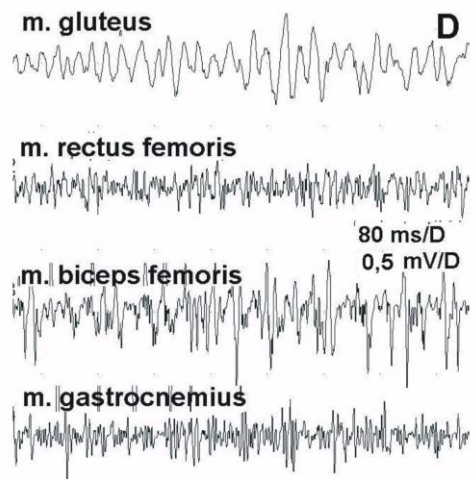
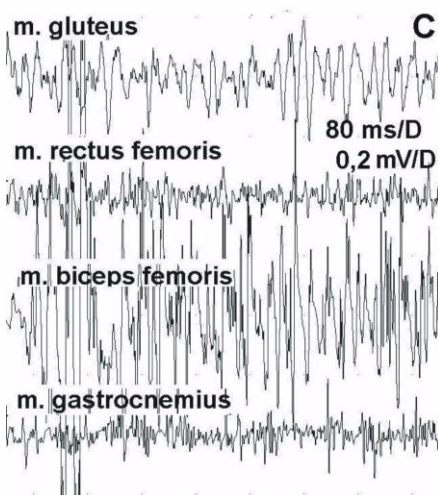
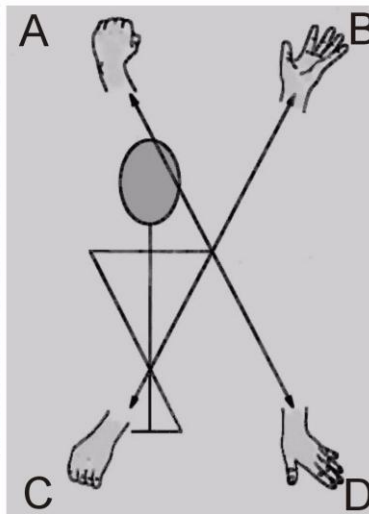
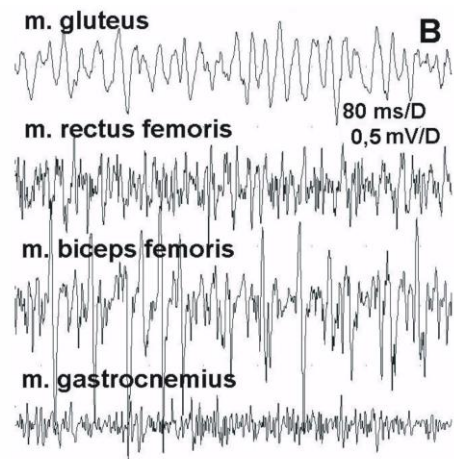
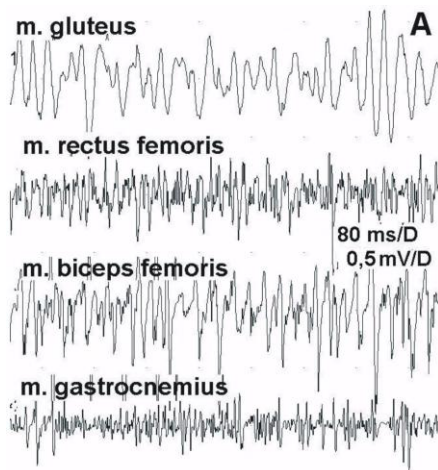
Opór dopasowywany był optymalnie do możliwości i potrzeb badanej osoby. Kierunek stosowanego oporu przebiega po łuku, w stronę pozycji wyjściowej wzorca. Tego rodzaju badania nie były dotąd wykonywane. Aspekty metodyczne zostały po części opisane w pracach [1, 3, 19, 91, 111].

Wzorce PNF

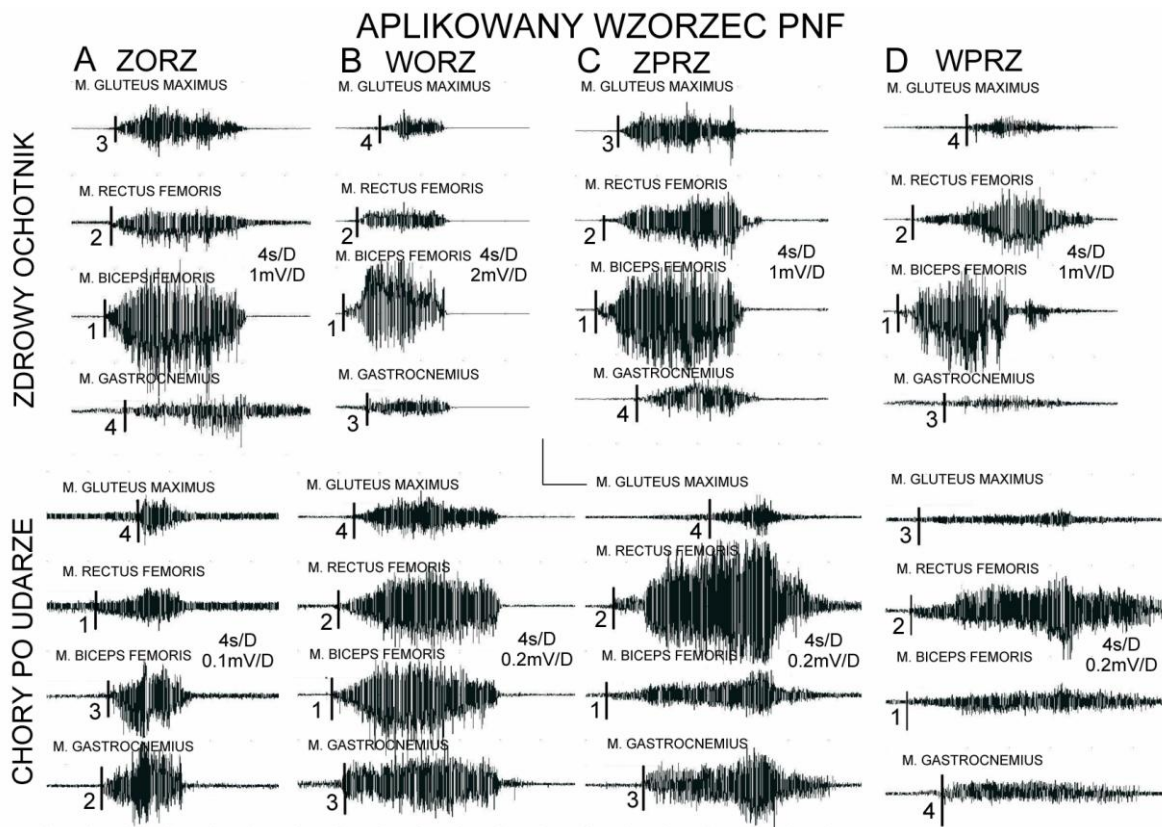


Rycina 10. Rycina przedstawia schemat ustawienia kończyny górnej w początkowej i końcowej pozycji dla czterech wzorców PNF. Dwa skrajne przeciwstawne wzorce tworzą skośną (diagonalną) zgięcie, odwiedzenie, rotacja zewnętrzna i jego antagonistyczny wzorzec wyprost, przywiedzenie, rotacja wewnętrzna i drugą skośną zgięcie, przywiedzenie, rotacja zewnętrzna i przeciwny wzorzec wyprost, odwiedzenie, rotacja wewnętrzna.

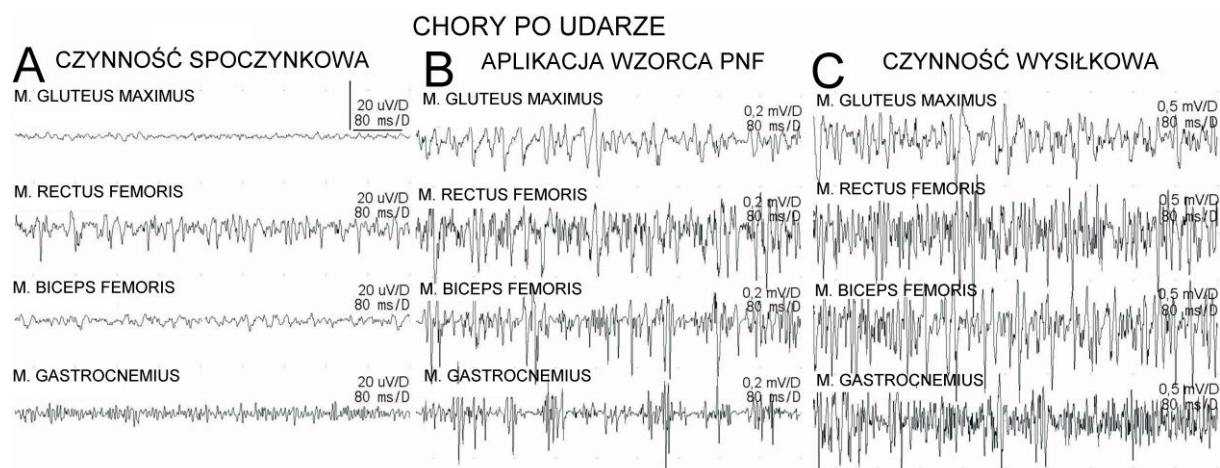
U zdrowych ochotników i chorych po udarach rejestrowano czynność badanych mięśni kończyn dolnych: mięśnia pośladkowego wielkiego, prostego uda, dwugłowego uda i brzuchatego łydki (rycina 4) w trakcie aplikacji wybranych wzorców PNF dla kończyny górnej, podczas maksymalnego ich skurczu (w momencie największej aktywacji jednostek ruchowych) (rycina 11). Stosowano elektrody powierzchniowe przyklejone symetrycznie nad brzuściami badanych mięśni. Elektroda uziemiająca podłączona do elektromiografu, znajdowała się w okolicy kostki lub okolicy nadrzepkowej. Na wszystkich czterech kanałach polielektromiografu stosowano jednakowe wzmocnienia, zwykle 500 μ V/D przy podstawie czasu nastawionej na 80 ms/D lub 4 s/D. Na podstawie parametrów badań EMG stworzono wzorzec aktywności jednostek ruchowych wymienionych wyżej mięśni u osób, u których nie stwierdza się żadnych zaburzeń ze strony układu nerwowo-mięśniowego (rycina 12).



Rycina 11. Przykłady prawidłowych elektromiogramów podczas rejestracji za pomocą elektrod powierzchniowych, odprowadzane kolejno z mięśni pośladkowych wielkich, czworogłowych uda, dwugłowych uda i brzuchatych łydki w trakcie czynności wysiłkowej w warunkach prawidłowych. A - elektromiogramy mięśni podczas wykonywania wzorca zgięcia, przywiedzenia rotacji zewnętrznej, B - podczas wykonywania wzorca zgięcia, odwiedzenia, rotacji zewnętrznej, C - podczas wykonywania wzorca wyprostu, przywiedzenia, rotacji wewnętrznej, D - podczas wykonywania wzorca wyprostu, odwiedzenia, rotacji wewnętrznej.



Rycina 12. Przykłady rejestracji sEMG ilustrujące kolejność i ilość rekrutacji jednostek ruchowych mięśni kończyn dolnych u zdrowego ochotnika (górną część ryciny) oraz u chorego po udarze (dolną część ryciny, rejestracje ze strony niedowładnej) w następstwie aplikacji czterech wzorców PNF (A-D) do kończyny górnej. Zwraca uwagę relatywnie niska (około dziesięciokrotnie mniejsza) wartość amplitud w rejestracjach sEMG u chorego po udarze (jak wynika z kalibracji wzmocnienia rejestracji), w porównaniu do rejestracji u zdrowego ochotnika jak i nieznacznie zmieniona kolejność rekrutacji jednostek ruchowych badanych mięśni.

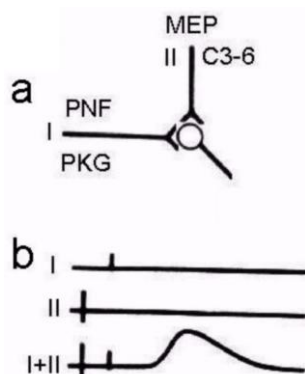


Rycina 13. Przykładowe rejestracje sEMG wykonane u jednego z chorych po udarze, odprowadzane z mięśni kończyn dolnych po stronie objawowej w trakcie całkowitej relaksacji (A), podczas reaksacji mięśni ale w trakcie aplikowania wzorca PNF do kończyny górnej drugostronnej (B), podczas wykonywania maksymalnego wysiłku badanych mięśni (C). W przypadku badanego chorego zwraca uwagę zwiększona wartość amplitudy potencjału spoczynkowego rejestrowana z m. rectus femoris przy „relaksacji” (A, wynik wzmożonego napięcia mięśniowego), która jednakże jest odmienna od czynności jednostek ruchowych w trakcie aplikacji wzorca PNF (B), różniąc się natomiast zdecydowanie w trakcie rekrutacji jednostek ruchowych podczas skurczu maksymalnego (C).

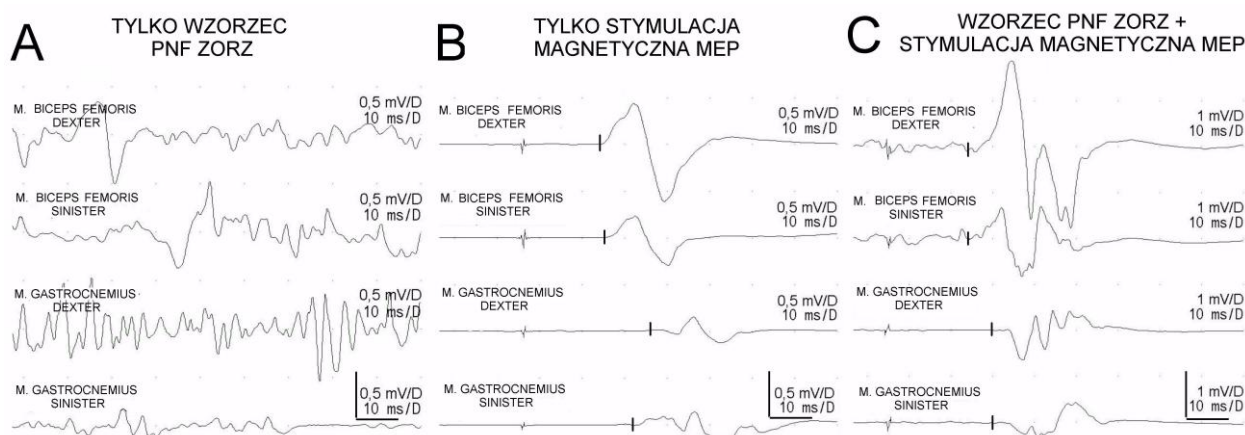
U chorych po udarach (rycina 13) wzorce PNF wykonywane były tylko zdrową kończyną górną, a rejestracje EMG odprowadzane z obu kończyn dolnych. Głównym, wspólnym parametrem analizowanym w rejestracjach EMG była amplituda. Następnie dokonana została analiza wartości tego parametru u zdrowych ochotników grupy kontrolnej oraz u chorych po udarach niedokrwiennych.

3.4 Ułatwienie wzorca PNF za pomocą stymulacji magnetycznej

Czwarty etap to badanie techniki ułatwienia przestrzennego, polegającego na jednoczesnym zastosowaniu wzorca PNF (zgięcia, odwiedzenia, rotacji zewnętrznej wykonywanego lewą kończyną górną) oraz stymulacji przezczaszkowej pojedynczym impulsem pola magnetycznego (przeprowadzane tylko u zdrowych ochotników). Test polegał na bipolarnej rejestracji czynności bioelektrycznej z wybranych mięśni kończyn dolnych dwugłowych uda i brzuchatych łydki (sEMG) obustronnie, podczas kolejno: I - wyłącznie wykonywania standardowego wzorca PNF (zgięcie, odwiedzenie i rotacja zewnętrzna), II - wyłącznie stymulacji polem magnetycznym oraz III - przy jednoczesnym pobudzeniu dwoma rodzajami bodźców (I+II) (rycina 14). W trakcie rejestracji zastosowano podstawę czasu 10ms/D, przy wzmacnieniu średnio 500 μ V/D. Ośrodki kory ruchowej pobudzano pojedynczym impulsem magnetycznym (o natężeniu nieprzekraczającym 60% maksymalnego wyrzutu), wyzwalanym z generatora poprzez cewkę indukcyjną przykładaną nadskórnice. Badanie wykonano w pozycji leżącej na plecach. Analizowanym parametrem była amplituda rejestracji MEP oraz PNF+MEP oraz latencje pobudzeń MEP i PNF+MEP (rycina 15).



Rycina 14. A. Idea badania techniką ułatwienia przestrzennego: a-wpływy z różnych receptorów włókien czuciowych indukowane podczas wzorców PNF lewą kończyną górną (LKG, bodziec warunkowy I) ulegają konwergencji razem z indukowanym polem magnetycznym pobudzeniem ośrodka rdzeniowego (MEP, bodziec warunkujący II); b-stosowane niezależnie pobudzenia warunkowy (I) oraz warunkujący (II) są podprogowymi dla pobudzenia ośrodka nadrdzeniowego, natomiast ich jednoczesna aplikacja (I+II) powinna wywołać pobudzenie ośrodka (L5-S1) [53].



Rycina 15. Jednoczesne obustronne rejestracje z mięśni kończyn dolnych, ilustrujące czynność jednostek ruchowych w obrazie polielektromiograficznym w następstwie aplikacji wyłącznie wzorca PNF w sekwencji zgięcie-odwiedzenie-rotacja zewnętrzna (ZORz) do kończyny górnej (A), wyłącznie potencjałów ruchowych po pobudzeniu polem magnetycznym (B) nadczaszkowo oraz odpowiedzi po jednoczesnej aplikacji wzorca PNF w kombinacji z stymulacją magnetyczną MEP (C). Zwraca uwagę wyraźny wzrost amplitudy w rejestracjach pokazanych w części C z jednoczesnym niewielkim skróceniem latencji, sugerujące zjawiska ułatwienia przestrzennego i czasowego.

3.5 Analiza statystyczna

Zmienne ilościowe przedstawione zostały w postaci wartości średniej, zakresu i odchylenia standardowego. Normalność rozkładu wartości tych zmiennych sprawdzono testem Shapiro-Wilka i wskutek najczęściej negatywnego wyniku testu, w dalszych analizach zastosowane zostały testy nieparametryczne. Zmienne jakościowe przedstawione zostały poprzez podanie rozkładu, czyli liczby i częstości wystąpienia poszczególnych kategorii zmiennej. Różnice pomiędzy grupami wyników zmiennych ilościowych weryfikowane były testem Manna-Whitneya (w przypadku dwóch grup) lub testem Kruskala-Wallisa (w przypadku więcej niż dwóch grup). Dla porównań wielokrotnych użyto testu Dunna. Różnice między częstościami weryfikowane były testem dla dwóch wskaźników struktury. Za istotne statystycznie przyjęto wyniki testów przy $p \leq 0,05$. Analizy wykonano przy użyciu pakietu STATISTICA version 10 (StatSoft Inc., 2011).

4. Wyniki

Analizę rezultatów przeprowadziłam w kilku etapach. W pierwszym etapie dokonałam opisu czynności badanych mięśni obręczy biodrowej oraz kończyny dolnej w warunkach maksymalnego skurczu [54] trwającego około 5 sekund, jak i w trakcie całkowitej relaksacji zarówno u zdrowych ochotników grupy kontrolnej jak i chorych po udarach. Testy te kolejno miały wskazać, czy sprawność jednostek ruchowych badanych mięśni w trakcie skurczu maksymalnego jest prawidłowa oraz czy badane grupy mięśniowe nie wykazują zjawiska zwiększonego napięcia mięśniowego zgodnie z poprzednimi założeniami metodycznymi. Na tym etapie, zgodnie z założeniami przedstawionymi w podrozdziale 3.2.2, za pomocą testów ENG zweryfikowałam również przewodnictwo obwodowe włókien ruchowych (badania fali M), jak i przewodnictwo w obrębie korzeni brzusznych L5-S1 (fala F). W tej części analizy oceniłam również parametry ruchowych potencjałów wywołanych, aby stwierdzić czy występowały zmiany w przewodnictwie eferentnym u chorych od poziomu kory ruchowej do badanych mięśni po stronie objawowej i nieobjawowej.

W drugim etapie porównałam czynność mięśni kończyn dolnych obustronnie po wykonaniu czterech wzorców kończyną górną prawą i lewą, aby określić czy czynność indukująca kończyny górnej prawej jest odmienna od czynności wyzwalającej promieniowanie (przewodnictwo nerwowe) kończyny górnej lewej w odniesieniu do aktywności mięśni kończyn dolnych. Starłam się zaobserwować, czy poszczególne rodzaje aplikowanych wzorców indukują odmienny wpływ jakościowo.

W trzecim etapie wyniki badań elektromiograficznych związane z pomiarem amplitudy rejestrowanej z mięśni kończyn dolnych miały wykazać, czy komponenta przywiedzeniowa i odwiedzeniowa wzorców PNF miała dominujący wpływ na aktywność mięśni kończyn dolnych zgodnostronnych lub drugostronnych.

Czwarty etap analizy miał odpowiedzieć, który konkretny wzorec PNF aplikowany na kończynę górną wzbudzał największą aktywność w badanych mięśniach kończyny dolnej bez podziału na strony.

W kolejnym etapie badań zweryfikowałam sekwencje aktywności mięśni kończyn dolnych na skutek działania wzorca indukcyjnego kończyną górną.

Celem szóstego etapu było stwierdzenie, czy przewodnictwo pobudzenia warunkowego –PNF, może być ułatwione po zastosowaniu bodźca warunkującego, jakim jest stymulacja magnetyczna (MEP). Ta analiza ma wykluczyć ewentualną incydentalność działania PNF, jak i określić przewodnictwo eferentne przewodzące tą impulsację. Wszystkie etapy od 1 do 5

zostały podobnie zanalizowane u osób zdrowych i chorych. U chorych nie realizowano szóstego etapu analizy.

Wyniki badań elektromiograficznych wykonane u zdrowych ochotników grupy kontrolnej oraz u chorych po udarach niedokrwiennych bez przeprowadzanych wzorców PNF w kończynie górnej przy odprowadzeniach obustronnych z wybranych mięśni kończyn dolnych pokazano w tabeli III. W warunkach spoczynkowych u zdrowych ludzi czynność jednostek ruchowych badanych mięśni zawierała się w zakresie od 5 do 10 μ V, nie wskazując na objawy zwiększonego napięcia mięśniowego. U chorych po udarach z klinicznymi objawami niedowładu, również nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic między stronami objawową i nieobjawową. Wartość średnia amplitudy sEMG spoczynkowego nie przekraczała 25 μ V, chociaż w niektórych przypadkach u badanych sięgała ona wartości do 100 μ V (rycina 5). W prawej górnej części tabeli III dane wskazują, że u chorych po stronie objawowej we wszystkich badanych mięśniach występowała istotna statystycznie różnica w parametrze amplitudy w porównaniu z uśrednioną wartością normatywną rejestrowaną u zdrowych ochotników. W lewej dolnej części tabeli III przedstawiono również wartości amplitudy sEMG rejestrowanej w trakcie maksymalnego skurczu u zdrowych ludzi po stronie prawej i lewej. Stwierdzono, że nie występuje istotna statystycznie różnica przy rejestracjach z poszczególnych mięśni, stąd zliczano zsumaryzowaną wartość uśrednioną, która była normatywną w dalszych porównaniach do osób chorych. W grupie chorych po udarach wartość parametru amplitudy sEMG rejestrowana z wszystkich mięśni w trakcie maksymalnego skurczu po stronie objawowej była znacząco niższa w porównaniu z stroną nieobjawową. Zarówno po stronie objawowej jak i nieobjawowej stwierdzono istotną statystycznie różnicę dla tego parametru dla wszystkich badanych mięśni pomiędzy zdrowymi a chorymi.

W tabeli IV pokazano wyniki badań przewodnictwa eferentnego obwodowego (ENG) (górną część tabeli) jak i ośrodkowego (dolną część tabeli) z uwzględnieniem pomiaru przewodnictwa od poziomu kory ruchowej do efektorów, obwodowego czasu przewodzenia (FCT) jak i ośrodkowego czasu przewodzenia (CCTF). Jak wynika z danych dla parametru fali M przewodnictwa obwodowego u zdrowych ochotników, wyniki otrzymane po stronie prawej i lewej nie różniły się między sobą w sposób istotny statystycznie (test Manna-Whitneya).

Tabela III. Zestawienie wyników badań elektromiograficznych wykonanych u zdrowych ochotników grupy kontrolnej oraz u chorych (podano wartość średnią, zakres wartości minimalnej i maksymalnej oraz odchylenia standardowego). Przedstawiono porównanie wyników otrzymanych u zdrowych (homogeniczność) jak również w odniesieniu do wartości referencyjnych z grupy kontrolnej (Zdrowi vs. Chorzy). Różnice istotne statystycznie na poziomie $p \leq 0.05$ zaznaczono gwiazdkami.

Badany mięsień	Zdrowi ochotnicy N=25				Chorzy poudarach N=25			Zdrowi vs Chorzy	
	Amplituda (μV)		Homogeniczność Praw vs lewa	Wartość uśredniona P i L	Amplituda (μV)		Homogeniczność Objawowa vs nieobjawowa	Amplituda (μV)	
	P	L			Strona Objawowa	Strona Nieobjawowa		Wartość uśredniona P i L vs objawowa	Wartość uśredniona P i L vs nieobjawowa
Czynność spoczynkowa (μV)									
m. gluteus	5,0 5-5 0,0	5,0 5-5 0,0	p=1,000	5,0 5-5 0,0	7,0 5-20 3,5	6,0 5-10 2,0	p=0,315	p=0,002*	p=0,021
m. rectus femoris	5,2 5-10 1,0	5,2 5-10 1,0	p=1,000	5,2 5-8 0,7	11,4 5-50 9,8	7,4 5-20 4,4	p=0,064	p<0,001*	p=0,022
m. biceps femoris	5,2 5-10 1,0	5,2 5-10 1,0	p=1,000	5,2 5-10 1,0	11,6 5-50 12,8	6,8 5-20 3,5	p=0,323	p=0,004*	p=0,022
m. gastrocnemius	5,2 5-10 1,0	5,4 5-10 1,4	p=0,571	5,3 5-10 1,1	15,2 5-100 22,8	10,0 5-50 12,7	p=0,239	p=0,012*	p=0,182
Maksymalny skurcz (μV)									
m. gluteus	552,0 100-1500 358,4	640,0 100-2000 447,2	p=0,568	596,0 150-1250 364,3	113,2 10-600 134,9	237,6 20-1000 244,5	p=0,006*	p<0,001*	p<0,001*
m. rectus femoris	1484,0 600-3000 581,4	1616,0 500-4000 759,8	p=0,711	1550,0 750-3000 604,2	312,8 20-800 205,6	556,0 100-1000 278,5	p=0,002*	p<0,001*	p<0,001*
m. biceps femoris	1340,0 500-3000 618,5	1556,0 500-4000 851,5	p=0,500	1448,0 500-2500 560,0	170,8 50-800 168,4	528,0 100-1100 283,6	p<0,001*	p<0,001*	p<0,001*
m. gastrocnemius	1124,0 200-3000 639,2	1148,0 100-2000 544,8	p=0,715	1136,0 350-2000 509,0	287,6 10-800 204,4	524,0 100-1000 299,0	p=0,004*	p<0,001*	p<0,001*

Tabela IV. Zestawienie wyników badań elektroneurograficznych oraz ruchowych potencjałów wywołanych odprowadzanych u zdrowych ludzi i u chorych (podano wartość średnią, zakres wartości minimalnej i maksymalnej oraz odchylenia standardowego). Przedstawiono porównanie wyników pomiędzy prawa i lewą stroną otrzymanych u zdrowych, u chorych pomiędzy stroną objawowej i nie objawową oraz Zdrowi vs. Chorzy.

Parametr	Zdrowi ochotnicy N=25				Chorzy po udarach N=25			Zdrowi vs. Chorzy	
	P	L	Wartość uśredniona P i L	Homogeniczność P vs L	Strona Objawowa	Strona Nieobjawowa	Homogeniczność Objawowa vs. Nieobjawowa	Wartość uśredniona P i L vs objawowa	Wartość uśredniona P i L vs nieobjawowa
Parametry fali M n. peroneus przy odprowadzeniu z m. tibialis anterior									
Amplituda (μV)	8600,0 1000- 15000 2843,1	8240,0 1000- 14000 2554,1	8420,0 1000- 12500 2552,3	p=0,449	5400,0 1000- 10000 2708,0	6100,0 1000-10000 2684,8	p=0,337	p<0,001	p=0,002
Latencja (ms)	3,5 3-5 0,5	3,6 2-5 0,6	3,5 3-5 0,6	p=0,720	4,6 3-12 1,6	4,3 3-11 1,5	p=0,233	p<0,001	p=0,003
Parametry fali F przy odprowadzeniu z m. tibialis									
Interlatencja fal M-F (ms)	30,0 25-34 2,0	30,6 27-34 2,0	30,3 27-34 1,7	p=0,244	30,5 25-38 3,6	30,3 23-43 4,5	p=0,641	p=0,600	p=0,415
FCT - Obwodowy czas przewodzenia (ms)	16,2 14-18 1,1	16,6 15-19 1,0	16,4 15-18 0,9	p=0,367	17,2 15-21 1,7	16,8 13-23 2,2	p=0,395	p=0,242	p=0,801
Parametry ruchowych potencjałów wywołanych indukowanych polem magnetycznym MEP przy odprowadzeniu z m. tibialis anterior									
Amplituda (μV)	1228,0 400-4000 913,1	1296,0 200-3000 865,3	1262,0 350-3500 823,5	p=0,892	675,5 10-7000 1495,3	1028,0 30-4000 1129,9	p=0,022	p<0,001	p=0,076
Latencja (ms)	29,0 25-31 1,5	28,8 26-32 1,5	28,9 26-31 1,4	p=0,648	33,3 26-46 4,9	30,8 25-44 3,5	p=0,077	p<0,001	p=0,013
CCTF – Ośrodkowy czas przewodzenia (ms)	12,8 10-17 1,6	12,3 9-16 1,8	12,5 10-15 1,5	p=0,248	16,0 9-28 5,5	14,1 9-25 3,4	p=0,179	p=0,024	p=0,061

Porównując te same dane po stronie objawowej i nieobjawowej u chorych po udarach, również nie znaleziono istotnych statystycznie różnic pomiędzy stronami w badaniach ENG. Porównanie wyników ludzi zdrowych do wyników u chorych, wykazało niewielkie zmiany w przewodnictwie włókien ruchowych nerwów strzałkowych obwodowo. Przyjmując, że wartości amplitudy fali M u chorych wynosiły powyżej $5000\mu\text{V}$ należy stwierdzić, że u tych badanych zmiany o charakterze aksonalnym albo były znikome, albo ich nie rejestrowano.

Wyniki badań fali F nie wykazały znaczących statystycznie różnic pomiędzy zdrowymi ochotnikami a chorymi bez względu na to, czy rejestracje były wykonywane po stronie objawowej czy nieobjawowej, tak więc nie stwierdzono patologii w przewodnictwie włókien ruchowych korzeni brzusznych L5-S1 obustronnie.

Znaczące statystycznie różnice (na poziomie istotności $p < 0,001$) uzyskano tylko porównując wyniki po stronie objawowej w porównaniu do normy w zakresie przewodnictwa eferentnego ośrodkowego (od poziomu kory ruchowej do badanego mięśnia) zarówno w zakresie amplitudy jak i latencji odprowadzanych potencjałów ruchowych z mięśni piszczelowych przednich (Zdrowi vs. Chorzy).

Jak wynika z danych w tabeli V, analiza statystyczna porównania wpływu wzorców PNF aplikowanych na kończynę górną prawą lub lewą, wywołujących skurcze w mięśniach kończyn dolnych nie wykazała różnic istotnych statystycznie u zdrowych ochotników. Te same wzorce stosowane na prawą lub lewą kończynę górną, wywołują bardzo podobny efekt w kończynach dolnych bez względu na stronę aplikacji.

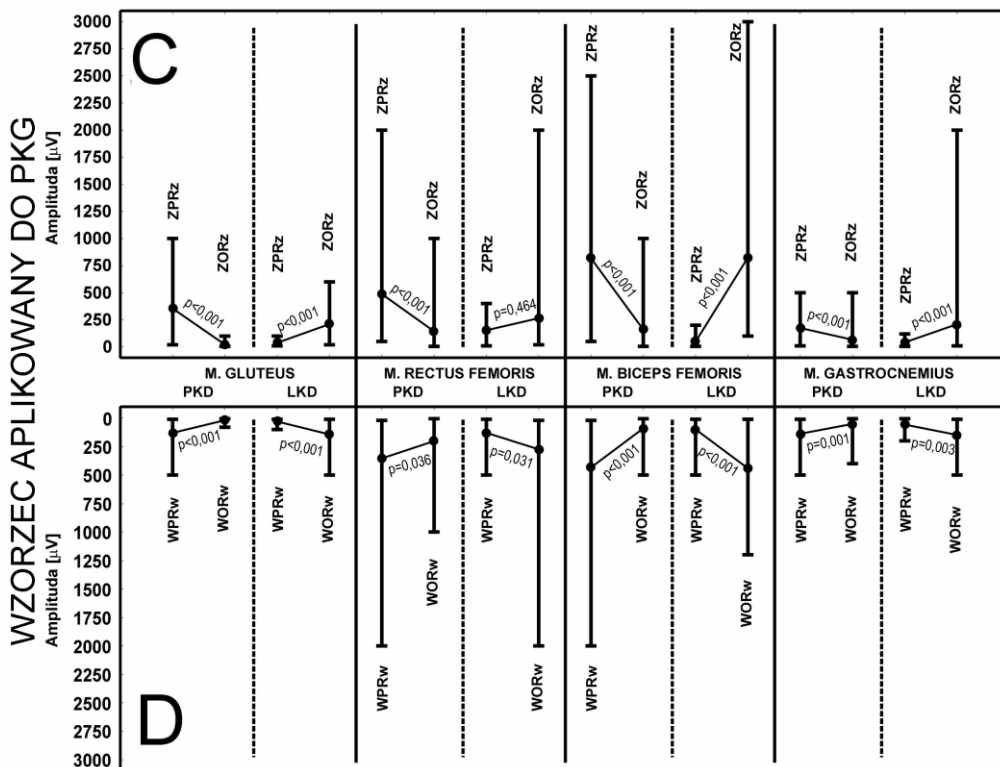
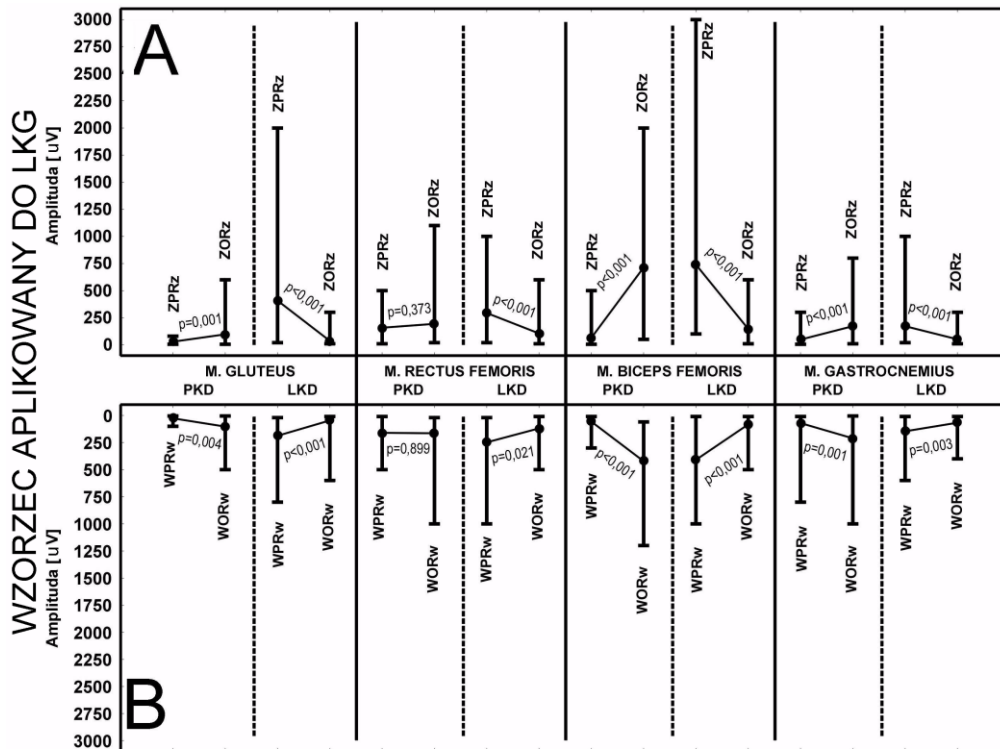
W tabeli numer VI porównano wpływ wzorców z komponentą przywiedzeniową (ZPRz, WPRw) z wzorcami zawierającymi komponentę odwiedzeniową (ZORz, WORw), kiedy aplikowano je na kończynę prawą (górna część tabeli) i lewą (dolna część tabeli) w odniesieniu do rejestracji odprowadzonych z mięśni kończyn dolnych prawej i lewej strony. Dane w prawej części tabeli wskazują że istnieją istotne statystycznie różnice ($p < 0,001$) między wpływem komponent przywiedzeniowych a odwiedzeniowych na czynność mięśni kończyn dolnych. Wzorce przywiedzeniowe (ZPRz i WPRw) wykonywane prawa kończyną górną a rejestrowane z prawej kończyny dolnej, cechowały się znacznie wyższymi amplitudami niż wzorce odwiedzeniowe, to znaczy działały głównie zgodnostronie. Wzorce odwiedzeniowe wykonywane prawą kończyną górną a rejestrowane z lewej kończyny dolnej, wywoływały przeciwstronny efekt w mięśniach kończyny dolnej (rejestrowane były amplitudy o najwyższych wartościach). Analogię tych zjawisk obserwowano w wzorcach PNF aplikowanych na kończynę górną lewą. Graficzne przedstawienie opisywanych powyżej rezultatów dla ludzi zdrowych pokazano na rycinie 16.

Tabela V. Zestawienie wyników badań elektromiograficznych (amplituda w μV) wykonanych u zdrowych ochotników grupy kontrolnej (podano wartość średnią, zakresy wartości oraz wartość odchylenia standardowego). Przedstawiono porównanie wyników między prawą i lewą stroną podczas wykonywania tych samych wzorców PNF.

Badany mięsień	Aplikacja wzorca- Prawa kończyna górna (PKG)				Aplikacja wzorca- Lewa kończyna górna (LKG)				Wzorzec: ZPRZ	Wzorzec: WPRW	Wzorzec: ZORZ	Wzorzec: WORW
	Rejestracja-Prawa kończyna dolna (PKD)		Rejestracja-Lewa kończyna dolna (LKD)		Rejestracja-Prawa kończyna dolna (PKD)		Rejestracja-Lewa kończyna dolna (LKD)		Porównanie wyników strony prawej i lewej			
	Wzorzec ZPRZ	Wzorzec WPRW	Wzorzec ZORZ	Wzorzec WORW	Wzorzec ZORZ	Wzorzec WORW	Wzorzec ZPRZ	Wzorzec WPRW	PKG,PKD vs LKG,LKD	PKG,PKD vs LKG,LKD	PKG,LKD vs LKG,PKD	PKG,LKD vs LKG,PKD
m. gluteus	354,8 20-1000 279,2	130,0 10-500 138,1	210,0 20-600 190,3	143,2 10-500 152,4	96,6 5-600 125,0	102,6 5-500 149,5	407,6 20-2000 441,3	187,6 20-800 216,4	p=0,969	p=0,410	p=0,011	p=0,101
m. rectus femoris	488,0 50-2000 512,8	354,0 20-2000 435,2	264,8 20-2000 407,6	274,4 20-2000 410,2	193,6 20-1100 224,3	164,4 20-1000 215,0	293,2 20-1000 241,3	248,4 20-1000 281,4	p=0,153	p=0,374	p=0,860	p=0,416
m. biceps femoris	818,0 50-2500 610,8	432,8 20-2000 420,3	824,0 100-3000 750,7	440,8 10-1200 318,1	714,0 50-2000 459,1	422,4 60-1200 324,9	740,0 100-3000 612,4	409,2 10-1000 293,8	p=0,518	p=0,906	p=0,922	p=0,875
m. gastrocnemius	174,4 10-500 169,6	137,6 10-500 134,1	209,6 10-2000 395,6	147,6 10-500 136,8	171,6 10-800 177,1	211,0 5-1000 250,6	171,6 20-1000 231,7	146,4 10-600 154,1	p=0,494	p=0,992	p=0,562	p=0,792

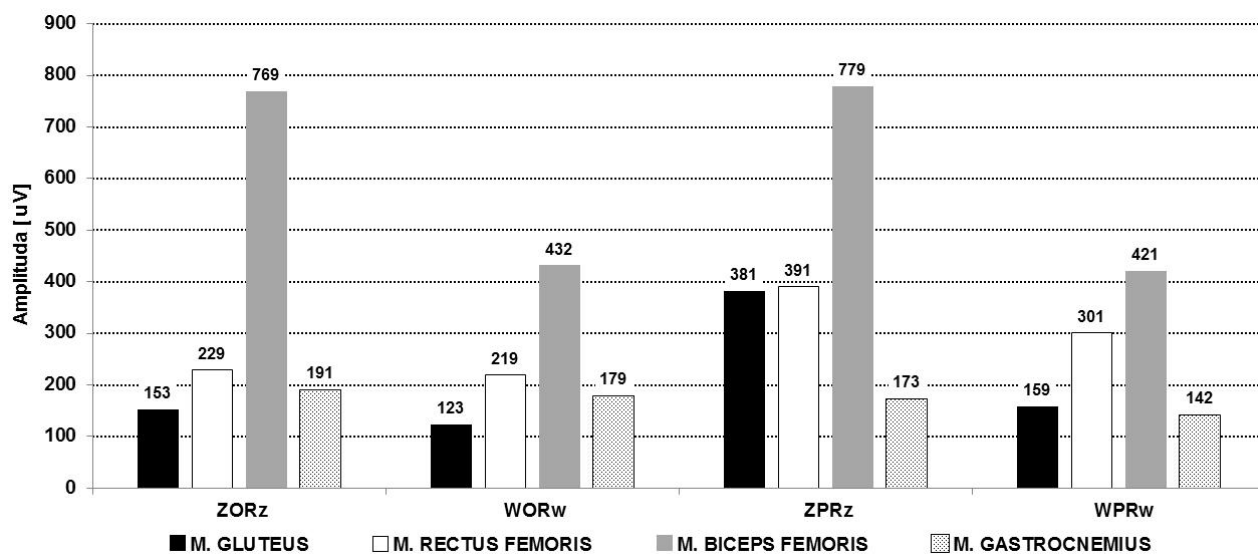
Tabela VI. Zestawienie wyników badań elektromiograficznych wykonanych u zdrowych ochotników grupy kontrolnej (amplituda w μV , podano wartość średnią, zakres wartości oraz wartość odchylenia standardowego). Przedstawiono porównanie wyników między wzorcami przywiezdeniowymi (ZPRZ, WPRW) a odwiedzeniowymi (ZORZ, WORW).

Badany mięsień Aplikowany wzorzec			m. gluteus	m. rectus femoris	m. biceps femoris	m. gastrocnemius	Poziom istotności - p :			
							ZPRZ vs ZORZ		WPRW vs WORW	
							m. gluteus	m. rectus femoris	m. biceps femoris	m. gastrocnemius
Prawa kończyna górna (PKG)	Prawa kończyna dolna (PKD)	ZPRZ	354,8 20- 1000 279,2	488,0 50-2000 512,8	818,0 50-2500 610,8	174,4 10-500 169,6	p<0,001*	p<0,001*	p<0,001*	p<0,001*
		ZORZ	21,0 5-100 19,8	143,4 5-1000 230,4	159,8 5-1000 216,2	66,6 5-500 123,0				
		WPRW	130,0 10-500 138,1	354,0 20-2000 435,2	432,8 20-2000 420,3	137,6 10-500 134,1	p<0,001*	p=0,036*	p<0,001*	p=0,001*
		WORW	18,8 5-80 15,6	202,0 5-1000 279,8	90,0 5-500 152,4	51,2 5-400 85,1				
	Lewa kończyna dolna (LKD)	ZORZ	210,0 20-600 190,3	264,8 20-2000 407,6	824,0 100- 3000 750,7	209,6 10-2000 395,6	p<0,001*	p=0,464	p<0,001*	p<0,001*
		ZPRZ	38,0 10-100 28,4	153,6 10-400 132,5	48,4 5-200 49,2	42,2 5-120 34,8				
		WORW	143,2 10-500 152,4	274,4 20-2000 410,2	440,8 10-1200 318,1	147,6 10-500 136,8	p<0,001*	p=0,031*	p<0,001*	p=0,003*
		WPRW	30,0 10-100 22,0	129,2 10-500 155,9	98,8 10-500 125,5	57,4 5-200 53,4				
Lewa kończyna górna (LKG)	Prawa kończyna dolna (PKD)	ZPRZ	28,6 5-80 19,2	157,6 10-500 156,2	64,4 5-500 103,5	48,2 5-300 67,3	p=0,001	p=0,373	p<0,001	p<0,001
		ZORZ	96,6 5-600 125,0	193,6 20- 1100 224,3	714,0 50- 2000 459,1	171,6 10-800 177,1				
		WPRW	26,6 5-100 20,8	160,4 10-500 153,3	57,2 10-300 67,2	70,8 10-800 158,3	p=0,004	p=0,899	p<0,001	p=0,001
		WORW	102,6 5-500 149,5	164,4 20- 1000 215,0	422,4 60- 1200 324,9	211,0 5-1000 250,6				
	Lewa kończyna dolna (LKD)	ZORZ	36,0 10-300 57,8	104,8 10-600 137,1	146,4 10-600 171,4	51,2 10-300 77,4	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001
		ZPRZ	407,6 20- 2000 441,3	293,2 20- 1000 241,3	740,0 100- 3000 612,4	171,6 20-1000 231,7				
		WORW	46,4 10-600 116,2	119,2 10-500 161,9	82,4 10-500 139,2	67,2 10-400 99,6	p<0,001	p=0,021	p<0,001	p=0,003
		WPRW	187,6 20-800 216,4	248,4 20- 1000 281,4	409,2 10- 1000 293,8	146,4 10-600 154,1				



Rycina 16. Porównanie wartości średnich amplitud elektromiogramów sEMG odprowadzanych obustronnie z mięśni kończyn dolnych po aplikacji wzorców z komponentą przywiedzeniową i odwiedzeniową. (A,C)-wzorce-ZORz i ZPRz, (B,D)-wzorce WORw i WPRw aplikowane w kończynach górnych lewej (A,B) i prawej (C,D) u zdrowych ludzi.

W lewej części tabeli VII przedstawiono wartości średnie amplitud podczas wykonywania wszystkich wzorców PNF u zdrowych ludzi bez podziału na strony (n=50). W przypadku analizy różnic pomiędzy aplikowanymi wzorcami przy rejestracjach z mięśni gluteus maximus, rectus femoris, biceps femoris, ale nie m. gastrocnemius, stwierdzono istotne statystycznie różnice w parametrach amplitud. W prawej części tabeli wyszczególnione wzorce wskazują, że WORw pozostaje w ścisłej relacji z ZPRz, na co wskazują wyniki testu Dunna. Poza tym wzorzec ZPRz wywoływał najbardziej dostrzegalną czynność bioelektryczną z mięśni, z których wykonywano odprowadzenia (rycina 17). W przypadku aplikacji wszystkich badanych wzorców, największą aktywnością cechował się mięsień dwugłowy uda, a w dalszej kolejności mięsień prosty uda. Mięśnie obręczy biodrowej oraz mięśnie dystalne kończyn dolnych miały najniższe wartości amplitud rejestrowanych elektromiogramów po aplikacji czterech wzorców PNF. Amplitudy rejestrowanych mięśni kończyn dolnych są wyższe po aplikacji wzorców z komponentą zgięciową.

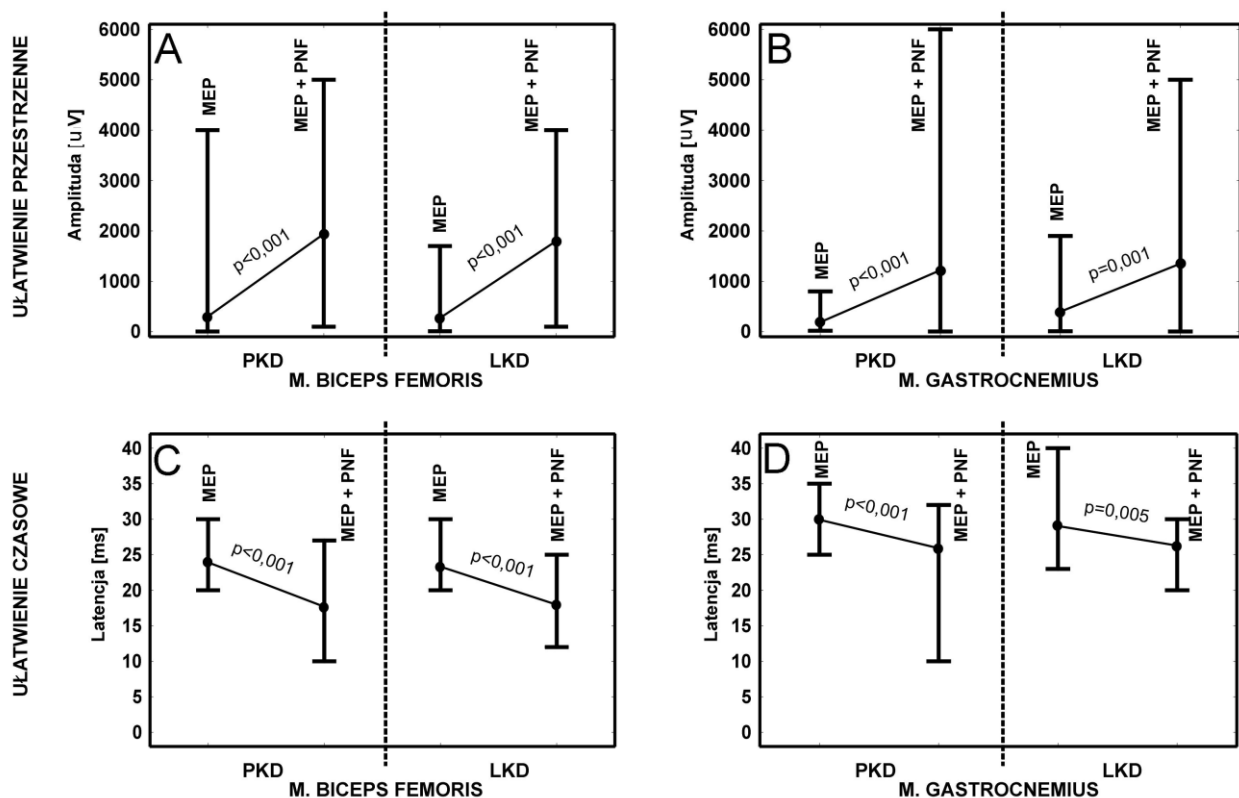


Rycina 17. Graficzna prezentacja wyników do danych pokazanych w tabeli VII dotyczących porównania wyników między czterema wzorcami PNF (ZORZ, WORW, ZPRZ, WPRW) wywołującymi czynność bioelektryczną w czterech mięśniach kończyn dolnych.

W tabeli VIII pokazano wyniki obserwacji relacji czasowych pomiędzy aktywacją poszczególnych grup mięśniowych kończyn dolnych rejestrowanych w trakcie aplikacji czterech wzorców PNF. Dane w zaciemnionych komórkach wskazują na powtarzający się schemat wywoływania aktywności przez wszystkie wzorce w kolejności w mięśniu biceps femoris następnie w m. rectus femoris i porównywalnie m. gluteus maximus i m. gastrocnemius. Generalnie w ujęciu procentowym mięśnie uda pobudzane są jako pierwsze.

Rejestracje pokazujące aktywność kończyn dolnych obrazujące powyższe dane zamieszczono na rycinie 12. Z moich obserwacji obrazu sEMG u 5 z 7 badanych zdrowych ochotników wynika, że wzorzec ZORz aktywuje mięśnie kończyny górnej w kolejności m. extensor carpi, m. biceps brachii, m. deltoideus i m. trapezius.

Tabela IX pokazuje dane odnośnie rejestracji potencjałów ruchowych rejestrowanych z dwóch mięśni kończyn dolnych obustronnie, dotyczące parametru amplitudy i latencji. Wynika z nich, że nie obserwowano różnic pomiędzy prawą i lewą stroną, kiedy stosowano samo pobudzenie impulsacji magnetycznej lub impulsacji magnetycznej równoległe z terapią PNF. Różnice na poziomie istotności $p < 0,001$ pojawiły się, gdy porównano wyniki samej stymulacji magnetycznej w stosunku do stymulacji magnetycznej łączonej z wzorcem PNF. Prawie czterokrotne zwiększenie amplitudy jak i skrócenie latencji potencjałów w przypadku rejestracji MEP + PNF, wskazują na czasowy i przestrzenny charakter ułatwienia przez bodziec magnetyczny aplikowany do ośrodków kory ruchowej (ryciny 15 i 18).



Rycina 18. Graficzne przedstawienie wyników badań ułatwienia przestrzennego (A,B) oraz czasowego (C,D) na podstawie rejestracji wykonanych z dwóch mięśni kończyn dolnych obustronnie. Widać istotny statystycznie wyraźny wzrost wartości amplitudy oraz skrócenie latencji potencjałów przy obu odprowadzeniach.

Tabela VII. Zestawienie wyników badań elektromiograficznych (amplituda w μV) wykonanych u zdrowych ochotników grupy kontrolnej (podano wartość średnią, zakres oraz wartość odchylenia standardowego). Przedstawiono porównanie wyników między czterema wzorcami PNF (ZORZ, WORW, ZPRZ, WPRW) wywołującymi czynność bioelektryczną w czterech mięśniach kończyn dolnych.

Badany mięsień	Aplikowany wzorzec ZORZ (n=50)	Aplikowany wzorzec WORW(n=50)	Aplikowany wzorzec ZPRZ (n=50)	Aplikowany wzorzec WPRW (n=50)	p	Porównanie wzorców
	PKG,LKD i LKG,PKD	PKG,LKD i LKG,PKD	PKG,PKD i LKG,LKD	PKG,PKD i LKG,LKD		
m. gluteus	153,3 5-600 169,3	122,9 5-500 150,8	381,2 20-2000 366,5	158,8 10-800 182,0	<0,001	ZORZ↔WORW <u>WORW↔ZPRZ</u> <u>ZORZ↔ZPRZ</u> WORW↔WPRW ZORZ↔WPRW <u>ZPRZ↔WPRW</u>
m. rectus femoris	229,2 20-2000 327,6	219,4 20-2000 328,9	390,6 20-2000 408,7	301,2 20-2000 366,6	0,001	ZORZ↔WORW <u>WORW↔ZPRZ</u> ZORZ↔ZPRZ WORW↔WPRW ZORZ↔WPRW ZPRZ↔WPRW
m. biceps femoris	769,0 50-3000 618,3	431,6 10-1200 318,3	779,0 50-3000 606,6	421,0 10-2000 359,1	<0,001	ZORZ↔WORW <u>WORW↔ZPRZ</u> ZORZ↔ZPRZ WORW↔WPRW <u>ZORZ↔WPRW</u> <u>ZPRZ↔WPRW</u>
m. gastrocnemius	190,6 10-2000 304,0	179,3 5-1000 202,4	173,0 10-1000 201,0	142,0 10-600 143,0	0,907	ZORZ↔WORW WORW↔ZPRZ ZORZ↔ZPRZ WORW↔WPRW ZORZ↔WPRW ZPRZ↔WPRW

Tabela VIII. Liczbowe i procentowe zestawienie wyników badań elektromiograficznych (amplituda w μV) wykonanych u zdrowych ochotników grupy kontrolnej. Przedstawiono sekwencje z jakimi badane mięśnie były aktywowane podczas wykonywania czterech wzorców PNF (ZORZ, WORW, ZPRZ, WPRW).

Badany mięsień	Kolejność włączania się mięśni podczas wykonywania wzorca	Aplikowany wzorzec ZORZ (n=50)	Aplikowany wzorzec WORW (n=50)	Aplikowany wzorzec ZPRZ (n=50)	Aplikowany wzorzec WPRW (n=50)
m. gluteus	I	n=4 (8%)	n=2 (4%)	n=4 (8%)	n=10 (20%)
	II	n=13 (26%)	n=8 (16%)	n=5 (10%)	n=8 (16%)
	III	n=16 (32%)	n=16 (32%)	n=19 (38%)	n=14 (28%)
	IV	n=17 (34%)	n=24 (48%)	n=22 (44%)	n=18 (36%)
m. rectus femoris	I	n=12 (24%)	n=7 (14%)	n=5 (10%)	n=7 (14%)
	II	n=20 (40%)	n=17 (34%)	n=22 (44%)	n=19 (38%)
	III	n=15 (30%)	n=19 (38%)	n=18 (36%)	n=20 (40%)
	IV	n=3 (6%)	n=7 (14%)	n=5 (10%)	n=4 (8%)
m. biceps femoris	I	n=17 (34%)	n=19 (38%)	n=30 (60%)	n=21 (42%)
	II	n=14 (28%)	n=17 (34%)	n=13 (26%)	n=14 (28%)
	III	n=12 (24%)	n=10 (20%)	n=5 (10%)	n=12 (24%)
	IV	n=7 (14%)	n=4 (8%)	n=2 (4%)	n=3 (6%)
m. gastrocnemius	I	n=17 (34%)	n=22 (44%)	n=11 (22%)	n=12 (24%)
	II	n=3 (6%)	n=8 (16%)	n=10 (20%)	n=9 (18%)
	III	n=7 (14%)	n=5 (10%)	n=8 (16%)	n=4 (8%)
	IV	n=23 (46%)	n=15 (30%)	n=21 (42%)	n=25 (50%)

Tabela IX. Zestawienie wyników badań ruchowych potencjałów wywołanych indukowanych polem magnetycznym MEP, wykonanych u zdrowych ochotników (podano wartość średnią, zakres oraz wartość odchylenia standardowego). Przedstawiono porównanie wyników podczas wykonywania samej stymulacji magnetycznej MEP oraz MEP z jednoczesnym ćwiczeniem wzorca PNF ZORZ.

Odprowadzenie Potencjału wywołanego		Przed aplikacją wzorca PNF		Po aplikacji wzorca ZORZ wykonywanego lewą kończyną górną (LKG)		Homogeniczność MEP P vs L		Homogeniczność MEP + PNF P vs L		MEP vs MEP + PNF	
		MEP		MEP + PNF		Amplituda (μV)	Latencja (ms)	Amplituda (μV)	Latencja (ms)	Amplituda (μV)	Latencja (ms)
		Amplituda (μV)	Latencja (ms)	Amplituda (μV)	Latencja (ms)						
m. biceps femoris	P	299,0 5-4000 791,8	23,9 20-30 3,7	1940,0 100-5000 1730,8	17,7 10-27 4,1	p=0,689	p=0,566	p=0,907	p=0,775	p<0,001	p<0,001
	L	274,0 10-1700 425,6	23,3 20-30 3,4	1800,0 100-4000 1552,4	18,0 12-25 3,2					p<0,001	p<0,001
m. gastrocnemius	P	190,4 20-800 185,5	29,9 25-35 2,3	1221,4 5-6000 1386,7	25,9 10-32 4,6	p=0,320	p=0,212	p=0,553	p=0,707	p<0,001	p<0,001
	L	398,8 10-1900 475,7	29,0 23-40 3,5	1352,6 5-5000 1276,5	26,3 20-30 2,8					p=0,001	p=0,005

Tabela X. Zestawienie wyników badań elektromiograficznych wykonanych u chorych po udarach (podano wartość średnią, zakres oraz wartość odchylenia standardowego). Przedstawiono porównanie wyników między wynikami u chorych z prawostronnym porażeniem i lewostronnym porażeniem podczas wykonywania tych samych wzorców PNF.

Badany mięsień	Niedowład lewostronny				Niedowład prawostronny				Wzorce wykonywane do kończyny dolnej po stronie nieobjawowej		Wzorce wykonywane do kończyny dolnej po stronie objawowej	
	Prawa kończyna górna (PKG) n=11				Lewa kończyna górna (LKG) n=14				ZPRZ	WPRW	ZORZ	WORW
	Prawa kończyna dolna (PKD)		Lewa kończyna dolna (LKD)		Prawa kończyna dolna (PKD)		Lewa kończyna dolna (LKD)		Niedowład lewostronny PKG,PKD vs Niedowład prawostronny LKG,LKD	Niedowład lewostronny PKG,PKD vs Niedowład prawostronny LKG,LKD	Niedowład lewostronny PKG,LKD vs Niedowład prawostronny LKG,PKD	Niedowład lewostronny PKG,LKD Vs Niedowład prawostronny LKG,PKD
	ZPRZ	WPRW	ZORZ	WORW	ZORZ	WORW	ZPRZ	WPRW				
m. gluteus	129,1	60,9	54,5	38,2	172,9	97,1	257,1	146,4	p=0,027	p=0,027	p=0,033	p=0,082
	20-400	10-200	20-100	10-80	20-600	20-400	50-600	20-500				
m. rectus femoris	156,4	60,9	78,2	95,5	220,0	173,6	278,6	245,0	p=0,128	p=0,002	p=0,057	p=0,122
	20-800	10-200	20-200	10-400	10-500	10-500	50-1000	30-600				
m. biceps femoris	300,0	175,5	193,6	131,8	239,3	150,0	453,6	247,1	p=0,149	p=0,596	p=0,326	p=0,652
	100-500	20-700	50-500	50-200	50-500	20-600	100-1000	50-800				
m. gastrocnemius	110,0	90,9	112,7	133,6	172,9	159,3	115,7	79,3	p=0,825	p=0,578	p=0,332	p=0,699
	10-300	20-200	20-300	20-400	20-400	10-500	10-400	10-200				
	98,4	63,6	88,7	113,2	142,0	136,6	118,1	64,0				

Dane w tabeli X pokazują wyniki badań elektromiograficznych u chorych po udarach, kiedy aplikowano u nich cztery rozpatrywane wzorce PNF podobnie jak u ludzi zdrowych. Znaczące statystycznie różnice stwierdzono, kiedy porównywano wzorce u chorych z niedowładem prawostronnym i lewostronnym i ich wpływy w mięśniach pośladkowych wielkich (w obu wzorcach ZPRz i WPRw) oraz prostych uda (w jednym wzorcu WPRw) kończyny nieobjawowej. U chorych z niedowładem prawostronnym rejestrowano znacząco wyższe amplitudy wykonując wzorce lewą kończyną górną i rejestrując z lewej kończyny dolnej niż u chorych z niedowładem lewostronnym gdzie wzorce wykonywane były prawą kończyną górną a rejestrowane z prawej kończyny dolnej. Wzorzec ZORz rejestrowany z mięśni kończyny dolnej objawowej (m. gluteus i m. rectus femoris) wywierał istotnie większą reakcję w wyżej wymienionych mięśniach u chorych z niedowładem prawostronnym (wzorzec PNF wykonywany lewą kończyną górną a rejestrowany z objawowej prawej kończyny dolnej) niż u osób z niedowładem lewostronnym (wzorzec był wykonywany prawą kończyną górną i rejestrowany z objawowej lewej kończyny dolnej).

Porównanie wzorców PNF z komponentą odwiedzeniową i przywiedzeniową u chorych po udarach i ich wpływ dla mięśnie kończyn dolnych pokazano w tabeli XI. Podobnie jak u zdrowych ochotników (patrz tabela VI), wzorce ZPRz i WPRw aktywowały mięśnie kończyny dolnej zgodnostronnej z ćwiczoną kończyną górną, a wzorce ZORz i WORw aktywowały mięśnie kończyny dolnej drugostronnej w stosunku do ćwiczonej kończyny górnej.

Dane zaprezentowane w tabeli XII dotyczą wyników rejestracji sEMG spoczynkowych i wysiłkowych u chorych po udarach, i ich porównania do czynności mięśni podczas wykonywanych wzorców PNF. Po stronie objawowej i nieobjawowej odnotowano istotne statystycznie różnice w rejestracjach sEMG spoczynkowych w stosunku do czynności mięśni podczas wykonywanego wzorca. Analizując czynność wysiłkową sEMG stwierdzono różnice istotne statystycznie przy aplikacji wszystkich badanych wzorców w mięśniach prostych uda i brzuchatej łydki po stronie objawowej i nieobjawowej. Porównanie wpływu komponenty zgięciowej z wyprostną, wykazało istotne statystycznie różnice przy rejestracjach z m. biceps femoris po stronie objawowej i nieobjawowej, tzn. wzorce zgięciowe wywoływały bardziej nasiloną czynność jednostek ruchowych rozpatrywanych mięśni.

Tabela XI. Zestawienie wyników badań elektromiograficznych wykonanych u chorych po udarach (podano wartość średnią, zakres oraz wartość odchylenia standardowego). Przedstawiono porównanie wyników między wzorcami przywiedzeniowymi (ZPRZ, WPRW - wzorce PNF wykonywane nieobjawową kończyną górną, wyniki rejestrowane z nieobjawowej kończyny dolnej), a odwiedzeniowymi (ZORZ, WORW- wzorce PNF wykonywane nieobjawową kończyną górną, wyniki rejestrowane z objawowej kończyny dolnej).

Odprowadzenie Aplikowany wzorzec			m. gluteus	m. rectus femoris	m. biceps femoris	m. gastro- cnemius	Poziom istotności - p :				
							ZPRZ vs ZORZ		i WPRW vs WORW		
							m. gluteus	m. rectus femoris	m. biceps femoris	m. gastrocnemius	
Porażenie lewostronne	Prawa kończyna górna (PKG)	Prawa kończyna dolna (PKD) nieobjawowa	ZPRZ	129,1 20-400 142,2	156,4 20-800 218,3	300,0 100-500 126,5	110,0 10-300 98,4	p<0,001	p=0,003	p=0,001	p=0,013
			ZORZ	15,5 10-50 12,1	34,5 10-150 41,8	65,5 10-400 114,6	42,7 10-200 54,6				
		WPRW	60,9 10-200 60,9	60,9 10-200 54,7	175,5 20-700 183,8	90,9 20-200 63,6	p=0,031	p=0,143	p<0,001	p=0,045	
			WORW	13,6 5-20 6,4	62,7 5-300 99,0	26,4 5-90 25,7					43,2 5-100 35,5
	Lewa kończyna dolna (LKD) objawowa	ZORZ	54,5 20-100 28,1	78,2 20-200 48,1	193,6 50-500 147,1	112,7 20-300 88,7	p<0,001	p=0,642	p<0,001	p=0,022	
		ZPRZ	15,5 10-20 5,2	149,3 10-500 159,2	29,1 10-80 21,7	40,0 10-100 34,9					
		WORW	38,2 10-80 21,4	95,5 10-400 113,7	131,8 50-200 68,1	133,6 20-400 113,2	p=0,051	p=0,764	p<0,001	p=0,047	
		WPRW	21,8 10-50 14,7	120,9 10-500 141,3	30,0 10-50 16,7	52,7 20-150 42,2					
Porażenie prawostronne	Lewa kończyna górna (LKG)	Prawa kończyna dolna (PKD) objawowa	ZPRZ	28,2 5-100 26,0	124,3 10-500 129,9	71,8 5-500 128,4	88,9 5-300 82,7	p<0,001	p=0,236	p<0,001	p=0,074
			ZORZ	172,9 20-600 186,9	220,0 10-500 193,2	239,3 50-500 144,4	172,9 20-400 142,0				
		WPRW	17,9 10-50 10,5	83,6 10-200 76,9	69,3 10-600 154,6	78,6 10-300 82,2	p<0,001	p=0,072	p=0,002	p=0,078	
			WORW	97,1 20-400 104,5	173,6 10-500 145,1	150,0 20-600 157,3					159,3 10-500 136,6
	Lewa kończyna dolna (LKD) nieobjawowa	ZORZ	53,6 10-200 51,2	94,3 20-300 83,5	91,4 20-300 80,1	46,4 10-200 51,1	p<0,001	p=0,012	p<0,001	p=0,054	
		ZPRZ	257,1 50-600 181,7	278,6 50-1000 274,4	453,6 100-1000 260,5	115,7 10-400 118,1					
		WORW	22,5 5-50 15,8	90,0 10-300 90,4	87,9 10-500 134,8	37,1 5-100 38,1	p<0,001	p=0,011	p=0,002	p=0,033	
		WPRW	146,4 20-500 122,8	245,0 30-600 193,3	247,1 50-800 224,1	79,3 10-200 64,0					

Tabela XII. Zestawienie wyników badań elektromiograficznych wykonanych u chorych po udarach (podano wartość średnią, zakres oraz wartość odchylenia standardowego). Przedstawiono porównanie wyników między wzorcami PNF (ZPRZ, WPRW ZORZ, WORW) ze składową zgięciową i wyprostną oraz między wzorcami rejestrowanymi z objawowej i nieobjawowej kończyny dolnej (wykonywanymi zawsze nieobjawową kończyną górną), jak i między wzorcami PNF a testami wysiłkowymi i rejestracjami spoczynkowymi.

Badany mięsień	Strona Objawowa PKG,LKD LKG,PKD		Strona Nieobjawowa PKG,PKD LKG,LKD		Strona objawowa <u>wysiłek</u> vs		Strona nieobjawowa <u>wysiłek</u> vs		Strona objawowa <u>spoczynek</u> vs		Strona nieobjawowa <u>spoczynek</u> vs		Strona objawowa	Strona nieobjawowa
	ZORZ	WORW	ZPRZ	WPRW	ZORZ strona objawowa	WORW strona objawowa	ZPRZ strona nieobjawowa	WPRW strona nieobjawowa	ZORZ strona objawowa	WORW strona objawowa	ZPRZ strona nieobjawowa	WPRW strona nieobjawowa	ZORZ vs WORW	ZPRZ vs WPRW
m. gluteus	120,8 20-600 151,1	71,2 10-400 83,6	200,8 20-600 174,7	108,8 10-500 107,6	p=0,836	p=0,181	p=0,580	p=0,010	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,076	p=0,053
m. rectus femoris	157,6 10-500 162,3	139,2 10-500 135,5	224,8 20-1000 253,9	164,0 10-600 173,7	p=0,005	p=0,002	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,694	p=0,213
m. biceps femoris	219,2 50-500 144,4	142,0 20-600 124,2	386,0 100-1000 222,4	215,6 20-800 206,4	p=0,082	p=0,555	p=0,060	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,024	p=0,001
m. gastrocnemius	146,4 20-400 123,0	148,0 10-500 125,0	113,2 10-400 107,7	84,4 10-200 62,8	p=0,009	p=0,008	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p=0,992	p=0,543

Tabela XIII. Liczbowe i procentowe zestawienie wyników badań elektromiograficznych (amplituda w μV) wykonanych u chorych po udarach. Przedstawiono sekwencje, z jakimi badane mięśnie były aktywowane podczas wykonywania czterech wzorców PNF (ZORZ, WORW, ZPRZ, WPRW) w odniesieniu do strony objawowej i nieobjawowej.

Badany mięsień	Kolejność włączania się mięśni podczas wykonywania wzorca	EMG rejestrowane z kończyny dolnej objawowej podczas wykonywania wzorca PNF		EMG rejestrowane z kończyny dolnej nieobjawowej podczas wykonywania wzorca PNF	
		ZORZ	WORW	ZPRZ	WPRW
m. gluteus	I	n=2 (8%)	n=1 (4%)	n=0 (0%)	n=0 (0%)
	II	n=4 (16%)	n=2 (8%)	n=3 (12%)	n=2 (8%)
	III	n=3 (12%)	n=5 (20%)	n=8 (32%)	n=10 (40%)
	IV	n=16 (64%)	n=17 (68%)	n=14 (56%)	n=13 (52%)
m. rectus femoris	I	n=8 (32%)	n=7 (28%)	n=6 (24%)	n=6 (24%)
	II	n=6 (24%)	n=9 (36%)	n=13 (52%)	n=11 (44%)
	III	n=9 (36%)	n=8 (32%)	n=6 (24%)	n=8 (32%)
	IV	n=2 (8%)	n=1 (4%)	n=0 (0%)	n=0 (0%)
m. biceps femoris	I	n=8 (32%)	n=10 (40%)	n=14 (56%)	n=13 (52%)
	II	n=11 (44%)	n=9 (36%)	n=5 (20%)	n=10 (40%)
	III	n=5 (20%)	n=5 (20%)	n=6 (24%)	n=2 (8%)
	IV	n=1 (4%)	n=1 (4%)	n=0 (0%)	n=0 (0%)
m. gastrocnemius	I	n=7 (28%)	n=7 (28%)	n=5 (20%)	n=6 (24%)
	II	n=4 (16%)	n=5 (20%)	n=4 (16%)	n=2 (8%)
	III	n=8 (32%)	n=7 (28%)	n=5 (20%)	n=5 (20%)
	IV	n=6 (24%)	n=6 (24%)	n=11 (44%)	n=12 (48%)

W tabeli XIII podobnie jak w tabeli VIII zaprezentowano sekwencje włączania się poszczególnych mięśni podczas wykonywanych czterech wzorców, ale u chorych po udarach. Wyniki te wskazują na podobieństwo ilościowe i jakościowe w wpływie wzorców PNF na czynność mięśni kończyn dolnych. Jak widać na rycinie 12, zmienność aktywacji może być nieznacznie obserwowana przy odprowadzeniach z mięśnia pośladkowego.

W tabeli XIV porównano kolejność aktywacji mięśni podczas wykonywania wzorca PNF u chorych po udarach i zdrowych ochotników. Na tej podstawie można stwierdzić że mimo dysfunkcji jaką reprezentowali chorzy sekwencja aktywacji poszczególnych mięśni nie różniła się istotnie statystycznie od tej która została zarejestrowana u zdrowych ochotników.

Tabela XIV. Porównanie wyników częstości włączania badanych mięśni kończyn dolnych podczas wykonywania wzorca PNF (ZPRZ, WPRW ZORZ, WORW) u osób po udarach z częstością włączania się badanych mięśni kończyn dolnych podczas wykonywania wzorca PNF (ZPRZ, WPRW ZORZ, WORW) u zdrowych ochotników grupy kontrolnej. Porównań dokonano za pomocą testu dla dwóch wskaźników struktury. CH - chory po udarze, Z- zdrowy ochotnik.

Badany mięsień	Porównanie kolejność aktywacji mięśni, podczas wykonywania wzorca PNF u chorych po udarach vs u zdrowych ochotników											
	kończyna dolna objawowa vs kończyna dolna u zdrowego ochotnika						kończyna dolna nieobjawowa vs kończyna dolna u zdrowego ochotnika					
	ZORZ			WORW			ZPRZ			WPRW		
	CH	Z	p	CH	Z	p	CH	Z	p	CH	Z	p
m. gluteus	8%	8%	1,000	4%	4%	1,000	0%	8%	0,146	0%	20%	0,016
	16%	26%	0,330	8%	16%	0,337	12%	10%	0,791	8%	16%	0,337
	12%	32%	0,061	20%	32%	0,275	32%	38%	0,610	40%	28%	0,294
	64%	34%	0,014	68%	48%	0,101	56%	44%	0,327	52%	36%	0,185
m. rectus femoris	32%	24%	0,460	28%	14%	0,142	24%	10%	0,106	24%	14%	0,281
	24%	40%	0,170	36%	34%	0,864	52%	44%	0,513	44%	38%	0,617
	36%	30%	0,600	32%	38%	0,610	24%	36%	0,294	32%	40%	0,500
	8%	6%	0,743	4%	14%	0,186	0%	10%	0,102	0%	8%	0,146
m. biceps femoris	32%	34%	0,863	40%	38%	0,867	56%	60%	0,740	52%	42%	0,412
	44%	28%	0,166	36%	34%	0,864	20%	26%	0,566	40%	28%	0,294
	20%	24%	0,697	20%	20%	1,000	24%	10%	0,106	8%	24%	0,094
	4%	14%	0,186	4%	8%	0,513	0%	4%	0,311	0%	6%	0,211
m. gastrocnemius	28%	34%	0,600	28%	44%	0,180	20%	22%	0,202	24%	24%	1,000
	16%	6%	0,161	20%	16%	0,666	16%	20%	0,675	8%	18%	0,249
	32%	14%	0,066	28%	10%	0,045	20%	16%	0,666	20%	8%	0,132
	24%	46%	0,065	24%	30%	0,585	44%	42%	0,869	48%	50%	0,870

5. Dyskusja

W latach osiemdziesiątych pojawiły się pierwsze doniesienia, w których wykorzystano możliwości diagnozowania czynności mięśni metodą elektromiograficzną podczas aplikacji usprawniania metodą PNF. Należy jednakże pamiętać, że w tym okresie EMG stawiała pierwsze kroki w diagnostyce klinicznej zwłaszcza w zakresie odprowadzenia powierzchniowego, co wiązało się z niedoskonałością sprzętu i brakiem precyzji jak unifikacji pomiaru. Jedną z wiodących obecnie metod leczenia zachowawczego jest usprawnianie metodą PNF. Ocena skuteczności leczenia oparta jest o badanie kliniczne oraz subiektywną ocenę chorego, stąd też ciągle poszukuje się metod, które są najbardziej obiektywne. Czułość stosowanych technik badań neurofizjologicznych obecnie wzrasta w oparciu o automatyczne systemy rejestracji oraz analizy sygnałów sEMG [94].

Dotychczasowe doniesienia traktują głównie o ocenie skuteczności usprawniania metodą PNF w różnych jednostkach chorobowych. Według Krawczyk i wsp. [79], najbardziej efektywną terapią w nauczaniu chodu pacjentów z niedowładem połowicznym będzie taka terapia, która optymalnie wykorzysta: opór manualny terapeuty, aproksymację i trakcję, kombinację wzorców ruchowych łopatek miednicy i kończyn w różnych pozycjach wyjściowych, pracę pośrednią przez użycie irradiacji, aplikację różnych technik. Te założenia spełnia terapia PNF.

Znaczną różnicę funkcji w kończynie górnej w przypadku niedowładu połowicznego po zastosowaniu terapii metodą PNF połączoną z Kinesiology Taping zauważyli również Śliwiński i wsp. [127], a metody którymi się posługiwali to skala Ashwort i test funkcjonalny dla kończyny górnej.

Badania Olczak i wsp. [105], wskazują wyraźnie na większą skuteczność połączonej metody PNF i McKenzie w porównaniu z grupą kontrolną, prowadzoną jedynie metodą McKenzie. W grupie badanej uzyskano szybsze ustępowanie dolegliwości, poprawę zakresu ruchów, siły mięśni oraz zmniejszenie ilości nawrotów choroby.

Opierając się na pracach Sipko i wsp. [120] oraz Grudzień [41] można stwierdzić, że metoda PNF jest również wykorzystywana do usprawniania chorych z wadami postawy. Dobór odpowiedniej terapii metodą PNF pozwala na przywrócenie prawidłowej równowagi mięśniowej poprzez rozciągnięcie i wzmocnienie przykurczonych i osłabionych mięśni. Poprawia ona także zakres ruchomości stawów i ułatwia naukę utrzymywania prawidłowej postawy ciała.

Złożoność uszkodzeń ośrodkowego układu nerwowego oraz rozwój wiedzy na temat mechanizmów plastyczności mózgu wskazuje, iż tradycyjne podejście do rehabilitacji osób po przebytym udarze nie jest już wystarczające. Z przeglądu piśmiennictwa wynika, że bardzo często porównuje się skuteczność metody PNF z innymi sposobami usprawniania lub brakiem leczenia. Kraft i wsp. [78] porównywali funkcję ręki u chorych z hemiplegią po usprawnianiu metodą PNF, z grupą, która miała aplikowaną elektrostymulację i z grupą kontrolną bez leczenia.

Wolny i wsp. [134] twierdzą, że zastosowanie metody PNF w usprawnianiu pacjentów po udarze mózgu w okresie późnym znamienne wpłynęło na poprawę sprawności w czynnościach życia codziennego w zakresie samoobsługi i lokomocji. Porównywali oni grupę pacjentów usprawnianych metodami tradycyjnymi z grupą, gdzie program usprawniania obejmował kinezyterapię indywidualną opartą na metodzie PNF.

Podobne spostrzeżenia możemy odnaleźć w pracy Wang [130], w której badano dwie grupy pacjentów (I-około 4 miesiące po udarze, II-15 miesięcy po udarze) usprawnianych metodą PNF. W obu grupach odnotowano korzystny wpływ terapii na poprawę funkcji chodu.

Brzuskiewicz-Kuźmicka i wsp. [12] potwierdzili, że powrót badanych funkcji u chorych po operacyjnym leczeniu pourazowych krwiaków mózgowych usprawnianych wg wybranych wzorców koncepcji PNF i elementów metody Bobath w porównaniu do pacjentów usprawnianych metodą standardową, następował w istotnie szybszym tempie.

Obecnie w praktyce klinicznej badania neurofizjologiczne w tym głównie elektromiografia nie są rutynowo wykorzystywane do oceny stanu czynnościowego i uzupełnienia diagnostyki chorych zakwalifikowanych do leczenia usprawniającego metodą PNF. Nieliczna jest też ilość prac na temat wykorzystania elektromiografii jako narzędzia wytyczającego strategię, algorytm usprawniania oraz wyjaśniającego mechanizm działania PNF.

Ostering i wsp. [108] w swojej pracy udowadniają, że techniki PNF wpływają na zwiększenie zakresu ruchów w stawach oraz wywołują relaksację mięśni. Opisują oni wpływ trzech technik PNF na mięśnie prostowniki kolana i kulszowo-goleniowe. Zastosowali badania EMG, jako obiektywną metodę sprawdzenia skuteczności działania terapii PNF. Dwie spośród badanych technik zwiększały aktywność mięśni kończyn dolnych, a trzecia technika powodowała rozluźnienie i zmniejszenie aktywności. Poprawie uległ też zakres ruchu. Do podobnych wniosków doszli Miyahara i wsp. [100], którzy za pomocą sEMG badali czynność mięśni dwugłowego uda oraz obszernego bocznego podczas terapii technikami rozciągającymi PNF oraz podczas statycznego rozciągania. Obie techniki, z

większym wskazaniem na metodę PNF, powodowały zwiększenie zakresu ruchu zgięcia w stawie biodrowym, ale obie techniki wpływały na zmniejszenie sprawności jednostek ruchowych podczas maksymalnego skurczu. Z kolei Devine i wsp. [19] badali aktywność elektromiograficzną w kończynie dolnej niećwiczonej podczas wykonywania ćwiczeń izometrycznych przeciwną kończyną dolną, za pomocą elektrod powierzchniowych odprowadzonych z mięśni prostego uda i obszernego bocznego.

Sullivan i Portney [124] sprawdzali aktywność mięśni ramienia (przednią, środkową i tylną część mięśnia naramiennego, mostkową część mięśnia piersiowego większego) podczas wykonywania czterech wzorców PNF badaną kończyną górną z różnymi pozycjami łokcia. Ich założeniem było sprawdzenie bezpośredniego wpływu wzorców na ćwiczoną kończynę, a nie badanie zjawiska irradacji.

Podobne badania, choć dotyczące kończyny górnej przeprowadzał Moore [101]. Za pomocą elektromiografii badał aktywność mięśnia dwugłowego ramienia i ramiennego podczas ćwiczeń przeciwną kończyną górną. Elektrody powierzchniowe umieścił na mięśniach obu kończyn górnych i rejestrował pobudzenie w nieaktywnej kończynie, porównując z maksymalną czynnością jednostek ruchowych na kończynie ćwiczonej. Youdas i wsp. [137] wskazują, że podczas trzech rodzajów ćwiczeń opartych na zasadach PNF, dochodzi do aktywacji 6 mięśni kompleksu ramiennego na poziomie porównywalnym z treningiem siłowym. PNF może więc stanowić zamiennik obciążającego treningu siłowego, ponieważ powoduje podobne reakcje.

Porównując badania Hazaki i wsp. [50], do przeprowadzonych przeze mnie badań, wykonując kończyną górną wzorce z komponentą zgięciową, również rejestrowałam największą aktywność mięśni dwugłowych uda, natomiast mięsień prosty uda został najbardziej pobudzony przy wykonywaniu wzorców z składową przywiedzenia. Inne mięśnie nie wykazały aż tak dużego zróżnicowania podczas konkretnych ćwiczeń.

W pracy Németh i wsp. [104] sprawdzano, jak ćwiczenia wzorców PNF wykonywanych zdrową kończyną dolną wpływają na aktywność mięśni kończyny dolnej po stronie przeciwnej. W badaniach EMG zarejestrowano czynność m. gluteus medius, m. gluteus maximus, m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. adductor longus, m. biceps femoris, m. semitendinosus oraz m. gastrocnemius lateralis w chorej kończynie dolnej. W pracy tej stwierdzono, że wykonywanie wzorców PNF zdrową kończyną dolną wywołuje skurcz mięśni w unieruchomionej kończynie dolnej.

Badania Kofotolis wsp. [75] bazujące na ćwiczeniach kontralateralnych PNF aplikowanych na prostowniki i zginacze stawu kolanowego pokazują, że efekty treningu PNF ograniczają się do mięśni prostowników.

Arai i wsp. [3] podjęli próbę wyjaśnienia, jaki rodzaj ćwiczeń oporowych wykonywanych zdrową kończyną powoduje największą irradację w kończynie przeciwnej poprzez analizę siły i aktywności elektrycznej. Dowiedli, że najskuteczniej działały techniki PNF połączone z rotacją wewnętrzną w stawie biodrowym.

Nie znalazłam doniesień piśmiennictwa dotyczących rejestracji elektromiograficznych z mięśni kończyn dolnych podczas ćwiczeń kończynami górnymi według metody PNF.

Proces plastyczności układu nerwowego opiera się na przekazywaniu impulsacji od ekstero- i proprioceptorów do pól korowych tej samej półkuli mózgu, pól korowych przeciwnej półkuli mózgu, jąder podkorowych i mózdzku. Zwiększenie informacji dopływających do wyższych pięter ośrodkowego układu nerwowego uaktywnia reakcje kompensacyjne i naprawcze, a taką funkcję pełnią wzorce PNF [37, 119].

Wyniki tej pracy wskazują, że polielektromiografia stanowi cenne uzupełnienie rutynowej diagnostyki chorych z zaleceniami do usprawniania metodą PNF. Obecnie większość artykułów odnosi się przede wszystkim do efektywności i usprawniania metodą PNF. Opisane badania pozwalają na określenie, które mięśnie są najbardziej aktywne podczas specyficznych wzorców PNF, co umożliwi precyzyjną pracę pośrednią ze słabszymi grupami mięśniowymi.

PNF w działaniu wzorca kończyny górnej na czynność mięśni kończyn dolnych dotyczy głównie przewodnictwa rdzeniowo - propriospinalnego, a nie drogi korowo-rdzeniowej. Świadczy o tym fakt, że kolejność aktywacji mięśni kończyn dolnych podczas wykonywanych ćwiczeń u chorych (gdy droga jest zajęta procesem chorobowym od komórki początkowej/piramidowej) był taki sam jak u zdrowych. PNF pierwotnie usprawnia, aktywuje ośrodki rdzeniowe, a dopiero w drugiej kolejności wpływa na aktywność uszkodzonej kory ruchowej. Ktoś mógłby zanegować stwierdzenie, że na podstawie wzorca włączania się konkretnych grup mięśniowych nie można mówić o przewodnictwie rdzeniowym, ale jeżeli podobny wzorec działania PNF stwierdza się u ludzi zdrowych i chorych, to wskazuje to na tą samą organizację anatomiczno-czynnościową. W świetle wyników obecnej pracy, z punktu widzenia biomechanicznego w PNF mały udział ma zakładana koncepcja „taśm”, wiążących poszczególne grupy mięśniowe kończyny górnej, kończyny dolnej i tułowia. Testy ułatwienia przestrzennego bodźca warunkowego i warunkującego wywołały efekty, mogące być

przewodzonymi przez struktury nerwowe, od ośrodków rdzeniowych badanych grup mięśniowych w kończynach górnych do kończyn dolnych.

W nawiązaniu do danych zawartych w tabeli III, w której pokazano parametry amplitudy rejestrowanej z mięśni w warunkach maksymalnego skurczu można stwierdzić, że obecne badania wykazują, że nie należy traktować chorych po udarach manifestujących objaw niedowładu wyłącznie po jednej stronie, ponieważ stwierdzono wysokie statystycznie różnice po stronie zarówno objawowej jak i nieobjawowej. Podobne stwierdzenie zawarto w pracy Huber i wsp. [52].

Wyniki przedstawione w tabeli VIII i XIII jak i rejestracje pokazane na rycinie 12 dowodzą o podobnym wpływie jakościowym (kolejność aktywacji mięśni kończyn dolnych) i ilościowym (stopień rekrutacji jednostek ruchowych) aplikowanych wzorców PNF na czynność ośrodków ruchowych kończyn dolnych zarówno u zdrowych ludzi jak i chorych po udarach. Stąd wzorzec pobudzeń z ośrodków szyjnych do ośrodków lędźwiowo-krzyżowych nie jest przypadkowy, ma podobny charakter i realizowany jest przez te same struktury rdzenia kręgowego, to jest szlaki rdzeniowe propriospinalne.

Przedstawione wyniki badań przemawiają za przydatnością wykorzystania testów ruchowych potencjałów wywołanych MEP w określeniu lokalizacji i czynności długich szlaków wstępujących i zstępujących rdzenia. Niektórzy autorzy wskazują jednakże na pierwszorzędową rolę pobudzenia komórek początkowych szlaku rdzeniowego z wykorzystaniem wiązki pola magnetycznego, anizeli jego włókien istoty białej na przebiegu [115].

Obecne badania dają podstawę do przypuszczenia o dominującej roli skrzyżowanych neuronów propriospinalnych w przewodnictwie neuronalnym wzorców PNF, aplikowanych do kończyn górnych. Badania te również pośrednio dowodzą, że skurcze rejestrowane w mięśniach kończyny dolnej głównie drugostronnych w następstwie stosowania wzorców PNF w kończynie górnej, nie są powiązane z czysto biomechaniczną zmianą ułożenia tułowia u chorego usprawnianego tą terapią. Zarówno wyniki badań EMG jak i ułatwienia przestrzennego przemawiają za poparciem hipotezy oryginalnej zaproponowanej przez Fujitę i Nakamurę [32] o możliwej roli długich szlaków neuronów propriospinalnych w przekazywaniu impulsacji podczas terapii wykorzystującej wzorce PNF.

Obecne możliwości i dalsze perspektywy rozwoju elektromiografii pozwalają na dynamiczną ocenę tego, co dzieje się w mięśniu, jakie zachodzą w nim zjawiska, w jakiej sekwencji i jakie są to mechanizmy. Niewątpliwie łączenie technik rehabilitacyjnych, dla przykładu PNF z takimi metodami badawczymi jak EMG, może być tego przykładem.

6. Wnioski

1. U chorych po udarach po stronie klinicznie objawowej, stwierdzono zmiany w parametrach amplitud elektromiogramów odprowadzanych z mięśni kończyn dolnych podczas rejestrowanej czynności spoczynkowej i wysiłkowej.
2. Badania przewodnictwa obwodowego włókien ruchowych nerwu strzałkowego u chorych po udarach nie wykazały znaczącej patologii pomimo różnic pomiędzy zdrowymi a chorymi, natomiast u chorych stwierdzono znaczące zmiany w przewodnictwie eferentnym od poziomu ośrodka ruchowego do badanych mięśni kończyn dolnych bardziej strony niedowładnej.
3. Te same wzorce PNF aplikowane do kończyny górnej prawej lub lewej nie wpływają na lateralizację czynności mięśni kończyn dolnych.
4. Wzorce z komponentą przywiedzeniową (zgięcie-przywiedzenie-rotacja zewnętrzna i wyprost-przywiedzenie-rotacja wewnętrzna), wywołują efekt zwiększonej aktywności bioelektrycznej mięśni kończyny dolnej zgodnostronnej z kończyną górną, którą jest wykonywany wzorzec. Wzorce z komponentą odwiedzeniową (zgięcie-odwiedzenie-rotacja zewnętrzna i wyprost-odwiedzenie-rotacja wewnętrzna) powodują wzrost aktywności mięśni kończyny dolnej po stronie przeciwnej do ćwiczonej kończyny górnej u zdrowych i chorych.
5. Spośród wszystkich badanych wzorców kończyny górnej, wyprost-odwiedzenie-rotacja wewnętrzna oddziałuje najmniej na czynność jednostek ruchowych mięśni kończyny dolnej uda i podudzia a wzorzec zgięcia-przywiedzenia-rotacji zewnętrznej oddziałuje najbardziej.
6. Ogólnie wzorce PNF wykonywane kończyną górną bardziej aktywują mięśnie proksymalne kończyn dolnych, w kolejności mięsień dwugłowy i prosty uda, podobnie u chorych jak i zdrowych ludzi.
7. Za pomocą stymulacji magnetycznej ośrodków kory ruchowej u zdrowych ludzi można wywołać zjawisko ułatwienia przestrzennego i czasowego wpływu wzorca PNF aplikowanego do kończyny górnej na czynność mięśni kończyn dolnych.
8. Badania u chorych po udarach pokazują podobieństwo ilościowe i jakościowe w wpływie wzorców PNF na czynność mięśni kończyn dolnych jak u ludzi zdrowych.

7. Spis tabel i rycin

Tabela I. Testowany mięsień, lokalizacja elektrod powierzchniowych podczas rejestracji sEMG oraz pozycja pacjenta w stanie spoczynku i czynność wykonywana podczas badania maksymalnego skurczu mięśnia.

Tabela II. Tabela z opisami techniki wykonywania czterech wzorców PNF.

Tabela III. Zestawienie wyników badań elektromiograficznych wykonanych u zdrowych ochotników grupy kontrolnej oraz u chorych (podano wartość średnią, zakres wartości minimalnej i maksymalnej oraz odchylenia standardowego). Przedstawiono porównanie wyników otrzymanych u zdrowych (homogeniczność) jak również w odniesieniu do wartości referencyjnych z grupy kontrolnej (Zdrowi vs. Chorzy). Różnice istotne statystycznie na poziomie $p \leq 0.05$ zaznaczono gwiazdkami.

Tabela IV. Zestawienie wyników badań elektroneurograficznych oraz ruchowych potencjałów wywołanych odprowadzanych u zdrowych ludzi i u chorych (podano wartość średnią, zakres wartości minimalnej i maksymalnej oraz odchylenia standardowego). Przedstawiono porównanie wyników pomiędzy prawą i lewą stroną otrzymanych u zdrowych, u chorych pomiędzy stroną objawowej i nie objawową oraz Zdrowi vs. Chorzy.

Tabela V. Zestawienie wyników badań elektromiograficznych (amplituda w μV) wykonanych u zdrowych ochotników grupy kontrolnej (podano wartość średnią, zakresy wartości oraz wartość odchylenia standardowego). Przedstawiono porównanie wyników między prawą i lewą stroną podczas wykonywania tych samych wzorców PNF.

Tabela VI. Zestawienie wyników badań elektromiograficznych wykonanych u zdrowych ochotników grupy kontrolnej (amplituda w μV , podano wartość średnią, zakres wartości oraz wartość odchylenia standardowego). Przedstawiono porównanie wyników między wzorcami przywiedzeniowymi (ZPRZ, WPRW) a odwiedzeniowymi (ZORZ, WORW).

Tabela VII. Zestawienie wyników badań elektromiograficznych (amplituda w μV) wykonanych u zdrowych ochotników grupy kontrolnej (podano wartość średnią, zakres oraz wartość odchylenia standardowego). Przedstawiono porównanie wyników między czterema wzorcami PNF (ZORZ, WORW, ZPRZ, WPRW) wywołującymi czynność bioelektryczną w czterech mięśniach kończyn dolnych.

Tabela VIII. Liczbowe i procentowe zestawienie wyników badań elektromiograficznych (amplituda w μV) wykonanych u zdrowych ochotników grupy kontrolnej. Przedstawiono sekwencje, z jakimi badane mięśnie były aktywowane podczas wykonywania czterech wzorców PNF (ZORZ, WORW, ZPRZ, WPRW).

Tabela IX. Zestawienie wyników badań ruchowych potencjałów wywołanych indukowanych polem magnetycznym MEP, wykonanych u zdrowych ochotników (podano wartość średnią, zakres oraz wartość odchylenia standardowego). Przedstawiono porównanie wyników podczas wykonywania samej stymulacji magnetycznej MEP oraz MEP z jednoczesnym ćwiczeniem wzorca PNF ZORZ.

Tabela X. Zestawienie wyników badań elektromiograficznych wykonanych u chorych po udarach (podano wartość średnią, zakres oraz wartość odchylenia standardowego).

Przedstawiono porównanie wyników między wynikami u chorych z prawostronnym porażeniem i lewostronnym porażeniem podczas wykonywania tych samych wzorców PNF.

Tabela XI. Zestawienie wyników badań elektromiograficznych wykonanych u chorych po udarach (podano wartość średnią, zakres oraz wartość odchylenia standardowego). Przedstawiono porównanie wyników między wzorcami przywiedzeniowymi (ZPRZ, WPRW - wzorce PNF wykonywane nieobjawową kończyną górną, wyniki rejestrowane z nieobjawowej kończyny dolnej), a odwiedzeniowymi (ZORZ, WORW- wzorce PNF wykonywane nieobjawową kończyną górną, wyniki rejestrowane z objawowej kończyny dolnej).

Tabela XII. Zestawienie wyników badań elektromiograficznych wykonanych u chorych po udarach (podano wartość średnią, zakres oraz wartość odchylenia standardowego). Przedstawiono porównanie wyników między wzorcami PNF (ZPRZ, WPRW ZORZ, WORW) ze składową zgięciową i wyprostną oraz między wzorcami rejestrowanymi z objawowej i nieobjawowej kończyny dolnej (wykonywanymi zawsze nieobjawową kończyną górną), jak i między wzorcami PNF a testami wysiłkowymi i rejestracjami spoczynkowymi.

Tabela XIII. Liczbowe i procentowe zestawienie wyników badań elektromiograficznych (amplituda w μV) wykonanych u chorych po udarach. Przedstawiono sekwencje, z jakimi badane mięśnie były aktywowane podczas wykonywania czterech wzorców PNF (ZORZ, WORW, ZPRZ, WPRW) w odniesieniu do strony objawowej i nieobjawowej.

Tabela XIV. Porównanie wyników częstości włączania badanych mięśni kończyn dolnych podczas wykonywania wzorca PNF (ZPRZ, WPRW ZORZ, WORW) u osób po udarach z częstością włączania się badanych mięśni kończyn dolnych podczas wykonywania wzorca PNF (ZPRZ, WPRW ZORZ, WORW) u zdrowych ochotników grupy kontrolnej. Porównań dokonano za pomocą testu dla dwóch wskaźników struktury. CH - chory po udarze, Z- zdrowy ochotnik.

Rycina 1. Schemat połączeń ośrodków rdzeniowych z komórkami zlokalizowanymi w segmentach szyjnych (C3-C6) oraz lędźwiowo-krzyżowych (L5-S1), wykazujących w większości projekcje skrzyżowane (grube linie) oraz w mniejszym stopniu nieskrzyżowane (cienkie linie) na poziomie neuromerów T8-T9 [53].

Rycina 2. Aparatura oraz oprzyrządowanie stosowane w badaniach neurofizjologicznych opisywanych w pracy. A – Zintegrowany czterokanałowy system diagnostyczny Keypoint do badań EMG i potencjałów wywołanych z wbudowaną jednostką stymulacyjną do badań ENG (a), B – oprzyrządowanie: (a) elektrody rejestrujące powierzchniowe w postaci metalowych płytek chlorkowo-srebrowych, (b) bipolarna elektroda stymulująca do pobudzenia naskórnego nerwu w badaniach ENG, (c) adapter do połączenia elektrod odbiorczych, (d) opaska uziemiająca, C – aparat MagPro do stymulacji polem magnetycznym w badaniach MEP oraz w kombinacji z aplikowanymi wzorcami PNF.

Rycina 3. Przykład rejestracji sumarycznych potencjałów jednostek ruchowych o różnym stopniu rekrutacji (różnym charakterze częstotliwościowym zapisu). Strzałki pokazują sposób obliczania średniej wartości amplitudy zapisu. Zapisy odprowadzono jednostronnie u jednego z badanych ochotników grupy kontrolnej.

Rycina 4. Fotografie ilustrujące obustronne rozmieszczenie elektrod powierzchniowych podczas badań elektromiograficznych opisywanych w pracy nad mięśniami prostymi uda (A,a), pośladkowymi wielkimi (B,a), dwugłowymi uda (B,b) i brzuchatymi łydki (B,c). C – przykładowa pozycja leżąca badanego podczas rejestracji sEMG z mięśni prostych uda w warunkach spoczynkowych. D,E – przykładowe pozycje leżące badanego podczas rejestracji sEMG w warunkach maksymalnego skurczu, kolejno z mięśni brzuchatych łydki i dwugłowych uda.

Rycina 5. Porównawcze przykłady rejestracji elektromiograficznych (sEMG) odprowadzanych z wybranych mięśni kończyn dolnych w warunkach relaksacji (górna część ryciny) oraz w trakcie maksymalnego skurczu (dolna część ryciny) u jednego z zdrowych ochotników grupy kontrolnej (A) oraz u chorego po udarze niedokrwiennym (B) po stronie z klinicznymi objawami niedowładu (a) jak i po stronie przeciwnej (b). W porównaniu do rejestracji w części A, zwraca uwagę wzrost amplitudy potencjałów odprowadzanych w warunkach spoczynkowych u chorego po stronie objawowej jak i w mniejszym stopniu nieobjawowej.

Rycina 6. A-przykład fali M potencjału wywołanego zarejestrowanego u jednego ze zdrowych ochotników z mięśnia piszczelowego przedniego w następstwie stymulacji elektrycznej nerwu strzałkowego w badaniach elektroneurograficznych, z zaznaczeniem sposobu obliczania latedy (a) oraz amplitudy potencjału (b). B-fotografia lokalizacji bipolarnej elektrody stymulującej (a) oraz bipolarnych powierzchniowych elektrod odbiorczych (b) wykorzystywanych w trakcie badania elektroneurograficznego przewodnictwa obwodowego włókien ruchowych nerwu strzałkowego.

Rycina 7. Przykłady rejestracji potencjałów wywołanych fal M, M i F oraz ruchowych potencjałów wywołanych MEP odprowadzanych u zdrowych ochotnika (A) oraz chorego po udarze (B). a-strona prawa lub nieobjawowa, b-strona lewa lub objawowa.

Rycina 8. Patologiczne ruchowe potencjały wywołane MEP (prawa część ryciny), które rejestrowano z mięśni piszczelowych przednich obustronnie po stymulacji ośrodka ruchowego wiązką pola magnetycznego o najniższym progu pobudliwości u jednej z chorych po udarze niedokrwiennym. Po lewej strony ryciny pokazano lokalizację nadczaszkową cewki indukcyjnej.

Rycina 9. Przykłady sposobu wykonywania wzorców PNF dla lewej kończyny górnej (górna część ryciny): (A) pozycja końcowa - wzorzec zgięcia, odwiedzenia, rotacji zewnętrznej [ZORZ], (B) pozycja końcowa - wzorzec zgięcia, przywiedzenia, rotacji wewnętrznej [ZPRZ], (C) pozycja końcowa - wzorzec wyprost, przywiedzenia, rotacji wewnętrznej [WPRW], (D) pozycja końcowa - wzorzec wyprost, odwiedzenia, rotacji wewnętrznej [WORW]. W dolnej części ryciny pokazano trzy kolejne sekwencje (1-3) wzorca najczęściej analizowanego w pracy ZORZ.

Rycina 10. Rycina przedstawia schemat ustawienia kończyny górnej w początkowej i końcowej pozycji dla czterech wzorców PNF. Dwa skrajne przeciwstawne wzorce tworzą skośną (diagonalną) zgięcie, odwiedzenie, rotacja zewnętrzna i jego antagonistyczny wzorzec wyprost, przywiedzenie, rotacja wewnętrzna i drugą skośną zgięcie, przywiedzenie, rotacja zewnętrzna i przeciwny wzorzec wyprost, odwiedzenie, rotacja wewnętrzna.

Rycina 11. Przykłady prawidłowych elektromiogramów podczas rejestracji za pomocą elektrod powierzchniowych, odprowadzane kolejno z mięśni pośladkowych wielkich, czworogłowych uda, dwugłowych uda i brzuchatych łydki w trakcie czynności wysiłkowej w warunkach prawidłowych. A - elektromiogramy mięśni podczas wykonywania wzorca zgięcia, przywiedzenia rotacji zewnętrznej, B - podczas wykonywania wzorca zgięcia, odwiedzenia, rotacji zewnętrznej, C - podczas wykonywania wzorca wyprostowania, przywiedzenia, rotacji wewnętrznej, D - podczas wykonywania wzorca wyprostowania, odwiedzenia, rotacji wewnętrznej.

Rycina 12. Przykłady rejestracji sEMG ilustrujące kolejność i ilość rekrutacji jednostek ruchowych mięśni kończyn dolnych u zdrowego ochotnika (górna część ryciny) oraz u chorego po udarze (dolna część ryciny, rejestracje ze strony niedowładnej) w następstwie aplikacji czterech wzorców PNF (A-D) do kończyny górnej. Zwraca uwagę relatywnie niska (około dziesięciokrotnie mniejsza) wartość amplitud w rejestracjach sEMG u chorego po udarze (jak wynika z kalibracji wzmocnienia rejestracji), w porównaniu do rejestracji u zdrowego ochotnika jak i nieznacznie zmieniona kolejność rekrutacji jednostek ruchowych badanych mięśni.

Rycina 13. Przykładowe rejestracje sEMG wykonane u jednego z chorych po udarze, odprowadzane z mięśni kończyn dolnych po stronie objawowej w trakcie całkowitej relaksacji (A), podczas reakcji mięśni ale w trakcie aplikowania wzorca PNF do kończyny górnej drugostronnej (B), podczas wykonywania maksymalnego wysiłku badanych mięśni (C). W przypadku badanego chorego zwraca uwagę zwiększona wartość amplitudy potencjału spoczynkowego rejestrowana z m. rectus femoris przy „relaksacji” (A, wynik wzmoczonego napięcia mięśniowego), która jednakże jest odmienna od czynności jednostek ruchowych w trakcie aplikacji wzorca PNF (B), różniąc się natomiast zdecydowanie w trakcie rekrutacji jednostek ruchowych podczas skurczu maksymalnego (C).

Rycina 14. A. Idea badania techniką ułatwienia przestrzennego: a-wpływy z różnych receptorów włókien czuciowych indukowane podczas wzorców PNF lewą kończyną górną (LKG, bodziec warunkowy I) ulegają konwergencji razem z indukowanym polem magnetycznym pobudzeniem ośrodka rdzeniowego (MEP, bodziec warunkujący II); b-stosowane niezależnie pobudzenia warunkowy (I) oraz warunkujący (II) są podprogowymi dla pobudzenia ośrodka nadrdzeniowego, natomiast ich jednoczesna aplikacja (I+II) powinna wywołać pobudzenie ośrodka (L5-S1) [53].

Rycina 15. Jednoczesne obustronne rejestracje z mięśni kończyn dolnych, ilustrujące czynność jednostek ruchowych w obrazie polielektromiograficznym w następstwie aplikacji wyłącznie wzorca PNF w sekwencji zgięcie-odwiedzenie-rotacja zewnętrzna (ZORz) do kończyny górnej (A), wyłącznie potencjałów ruchowych po pobudzeniu polem magnetycznym (B) nadczaszkowo oraz odpowiedzi po jednoczesnej aplikacji wzorca PNF w kombinacji z stymulacją magnetyczną MEP (C). Zwraca uwagę wyraźny wzrost amplitudy w rejestracjach pokazanych w części C z jednoczesnym niewielkim skróceniem latencji, sugerujące zjawiska ułatwienia przestrzennego i czasowego.

Rycina 16. Porównanie wartości średnich amplitud elektromiogramów sEMG odprowadzanych obustronnie z mięśni kończyn dolnych po aplikacji wzorców z komponentą przywiedzeniową i odwiedzeniową. (A,C)-wzorce-ZORz i ZPRz, (B,D)-wzorce WORw i WPRw aplikowane w kończynach górnych lewej (A,B) i prawej (C,D) u zdrowych ludzi.

Rycina 17. Graficzna prezentacja wyników do danych pokazanych w tabeli VII dotyczących porównania wyników między czterema wzorcami PNF (ZORZ, WORW, ZPRZ, WPRW) wywołującymi czynność bioelektryczną w czterech mięśniach kończyn dolnych.

Rycina 18. Graficzne przedstawienie wyników badań ułatwienia przestrzennego (A,B) oraz czasowego (C,D) na podstawie rejestracji wykonanych z dwóch mięśni kończyn dolnych obustronnie. Widać istotny statystycznie wyraźny wzrost wartości amplitudy oraz skrócenie latencji potencjałów przy obu odprowadzeniach.

8. Piśmiennictwo

1. Adler S.S., Beckers D., Buck M., PNF w Praktyce. Ilustrowany przewodnik, Warszawa, 2009.
2. Alstermark B., Lundberg A., Padel Y., Tanaka R., Integration in descending motor pathways controlling the forelimb in the cat. 5. Properties of and monosynaptic excitatory convergence on C3-C4 propriospinal neurones, *Exp. Brain Res.*, 1978, 33, 101-130.
3. Arai M., Shimizu H., Shimizu ME., Tanaka Y., Yanagisawa K., Effects of the use of cross-education to the affected side through various resistive exercises of the sound side and settings of the length of the affected muscles, *Hiroshima J Med Sci.*, 2001, 50, 3, 65-73.
4. Baldissera F., Hultborn H., Illert M., Integration in spinal neuronal systems, W: *Handbook of Physiology. The Nervous System*, vol. II, Motor control, część 1, Wyd. V.B. Brooks, Am. Physiol. Soc., Bethesda, 1981, 509-595.
5. Bannister R., *Brain and Bannister's Clinical Neurology*, Oxford Medical Publications 1992, ISBN 0192619136.
6. Barillari M.G., Kuypers H.G.J.M., Propriospinal fibers interconnecting the spinal enlargements in the cat. *Brain Res.*, 1969, 14, 321-330.
7. Barker D., The innervation of the mammalian skeletal muscle. W: *Myotatic, Kinesthetic and Vestibular Mechanisms. Ciba Symposium*, Wyd: D.E. Reuck, A.V.S., London, Churchill Ltd., 1967.
8. Basmajian J.V., De Luca C.J., *Muscles Alive: their functions revealed by electromyography* (5 ed.), Williams & Wilkins, Baltimore, Maryland, 1985.
9. Bochenek A., Reicher M., *Anatomia człowieka T.1*, Warszawa 1968.
10. Bogucki A., Pigońska J., Budowa jednostki ruchowej, W: *Neurofizjologia kliniczna*, tom 1, Red: Emeryk-Szajewska B., Niewiadomska-Wolska M. *Medycyna Praktyczna*, Kraków, 2008, 47-54.
11. Brzeziński T., *Historia medycyny*, Brzeziński T. (red.), PZWL, Warszawa 2000.
12. Brzuszkiewicz-Kuźmicka G., Kuźmicki S., Domaniecki J., Różnice i podobieństwa między metodą tradycyjną a wybranymi wzorcami koncepcji PNF i elementami metody Bobath w usprawnianiu chorych po operacyjnym leczeniu pourazowych krwiaków przymózgowych, *Fizjoter. Pol.*, 2008, 8, 1, 35-42.
13. Buchthal F., Schmalbruch H., Motor units of mammalian muscle, *Physiol. Rev.*, 1980, 60, 90-142.
14. Cifrek M., Medved V., Tonković S., Ostojić S., Surface EMG based fatigue evaluation in biomechanics, *Clin. Biomech.*, 2009, 24, 4, 327-340.

15. Clancy E.A., Bouchard S., Rancourt D., Estimation and Application of EMG Amplitude During Dynamic Contractions, *Ieee Engineering In Medicine And Biology*, 2001.
16. Crone C., Hultborn H., Jespersen B., Nielsen J., Reciprocal Ia inhibition between ankle flexors and extensors in man. *J. Physiol.*, 1987, 389, 163-185.
17. Dega W., *Ortopedia i rehabilitacja*, Marciniak W., Szulc A. (Red.) PZWL, Warszawa, 2008.
18. DeLisa J.A., *Manual of nerve conduction velocity and clinical neurophysiology*, New York, Raven Press, 1994.
19. Devine K.L., LeVeau B.F., Yack H.J., Electromyographic activity recorded from an unexercised muscle during maximal isometric exercise of the contralateral agonists and antagonists, *Phys. Ther.*, 1981, 61, 6, 898-903.
20. Dimitrijevic M.R., Underlying mechanisms of neuronal plasticity in the recovery of motor functions in humans, *Neurol. Neurochir. Pol.*, 1996, 30, supl. 1, 9-16.
21. Domosławski Z., *Wprowadzenie do medycyny. Podręcznik dla wyższych szkół zawodowych*, Jelenia Góra, 2007.
22. Emeryk-Szajewska B., Niewiadomska-Wolska M., *Neurofizjologia kliniczna, Elektromiografia, Elektroneurografia T1*. Emeryk-Szajewska B., Niewiadomska-Wolska M. (Red.), PZWL, Kraków, 2008.
23. English A.W., Tigges J., Lennart R.P., Anatomical organization of long ascending propriospinal neurons in the cat spinal cord, *J. Comp. Neurol.*, 1985, 240, 349-358.
24. Erlanger J., Gasser H.S., *Electrical signs of nervous activity*, Philadelphia, University Pennsylvania Press, 1937.
25. Farina D., Arendt-Nielsen L., Merletti R., Graven-Nielsen T., Assessment of single motor unit conduction velocity during sustained contractions of the tibialis anterior muscle with advanced spike triggered averaging, *Journal of Neuroscience Methods*, 2002, 115, 1-12.
26. Farina D., Arendt-Nielsen L., Merletti R., Indino B., Graven-Nielsen T., Selectivity of Spatial Filters for Surface EMG Detection From the Tibialis Anterior Muscle, *Ieee Transactions on Biomedical Engineering*, 2003, 50, 3.
27. Ferber R., Osternig L.R., Gravelle D.C., Effect of PNF stretch techniques on knee flexor muscle EMG activity in older adults, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2002, 12, 391-397.
28. Fetz E.E., Jankowska E., Johannison T., Lipski J., Autogenetic inhibition of motoneurons by impulses in group Ia muscle spindle afferents, *J. Physiol.*, 1979, 1, 293, 173-195.
29. Fournier E., Meunier S., Pierrot-Deseilligny E., Shindo M., Evidence for interneuronally mediated Ia excitatory effects to human quadriceps motoneurons. *J. Physiol.*, 1986, 377, 143-169.

30. Frank A., Frank E., Polak A., Nowoczesna elektroterapia, Frank A. (red.), Śląska Akademia Medyczna, Katowice, 2001.
31. Frisch H., Roex J., Terapia manualna, Poradnik wykonywania ćwiczeń, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 2011.
32. Fujita M., Nakamura R., The Effect of PNF Position of the Upper Extremity on Rapid Knee Extension. *J. Exp. Med.*, 1986, 150, 31-35.
33. Gamble J.G., *The Musculoskeletal System, Physiological Basis*, Raven Press, New York, 1988.
34. Gasser H.S., Effects of method leading on the recording of the nerve fiber spectrum, *J. Gen. Physiol.*, 1960, 43, 927-940.
35. Gasser H.S., Erlanger J., The role played by the sizes of the constituted fibres of a nerve trunk in determining the form of its action potential wave, *Am. J. Physiol.*, 1927, 80, 522-547.
36. Gekht B. M., Kharabadze G. G., Novosadova M. V., Magnetic stimulation in the diagnosis of diseases of central and peripheral nervous system, *Neuroscience and Behavioral Physiology*, 1995, 25, 2, 93-97.
37. George M.S., Nahas Z., Kozel F.A., Li X., Denslow S., Yamaka K., Mishory A., Foust M.J., Bohning D.E., Mechanisms and state of art of transcranial magnetic stimulation, *The Journal of ECT*, 2002, 18, 4, 170-181.
38. Ghez C., Shinoda Y., Spinal mechanisms of the functional stretch reflex, *Exp. Brain Res.*, 1978, 12, 32, 1, 55-68.
39. Górská T., Lokomocja u zwierząt po częściowych i całkowitych uszkodzeniach rdzenia. *Neurol. Neurochir. Pol.*, 1996, 30, 1, 83-104.
40. Grottel K., Celichowski J., Organizacja mięśnia i sterowanie ruchem, Część I. Organizacja mięśnia, Dział Wydawnictw AWF, Poznań, 2000.
41. Grudzień M., Możliwości zastosowania metody PNF i kinesiotapingu w leczeniu młodzieńczej kifozy piersiowej, *Acta Bio-Optica Inf. Med. Inż. Biomed.*, 2009, 15, 2, 106-107.
42. Grzebellus M., Hering G., The effect of selected PNF Pattern on Contralateral, knee controlling muscles. IPNFA Meeting Giessen, 1994.
43. Grzebellus M., Hering G., The Effect of Contralateral PNF Patterns on Patients After Knee surgery, IPNFA Meeting Vallejo, 1998.
44. Hallet M., Transcranial magnetic stimulation and the human brain, *Nature*, 2000, 406, 147-150.

45. Hausmanowa-Petrusewicz I., Leczenie chorób układu nerwowego, PZWL, Warszawa, 1990.
46. Hausmanowa-Petrusewicz I., Choroby nerwowo-mięśniowe, Warszawa, PZWL, 1993.
47. Hausmanowa-Petrusewicz I., Czarkowska-Bauch J., Sławińska U., Powrót funkcji ruchowych po uszkodzeniach ośrodkowego i obwodowego układu nerwowego, Materiały III Wiosennej Szkoły Neurobiologii Polskiego Towarzystwa Badań Układu Nerwowego, Warszawa, 1996.
48. Hausmanowa-Petrusewicz I., Elektromiografia kliniczna, Warszawa, PZWL, 1986.
49. Hausmanowa-Petrusewicz I., Choroby mięśni, PZWL, Warszawa 1977.
50. Hazaki K., Ichihashi N., Morinaga T., Electromyographic analysis of thigh muscles in PNF patterns of the lower extremity: muscle activities in the lengthened range, *J. Phys. Ther. Sci.*, 1996, 8, 29-32.
51. Huber J., Badania neurofizjologiczne, C4, W: Szczeklik A., Red: Choroby wewnętrzne, Podręcznik multimedialny oparty na zasadach EBM, Rozdział VII. Choroby reumatyczne, C. Badania diagnostyczne, Tom II, Kraków, Medycyna Praktyczna, 2006, 5, 587-593.
52. Huber J., Warzecha D., Witkowska A., Zagłoba A., Wytrzążek M., Neurofizjologia kliniczna a metody usprawniania leczniczego, W: Neurofizjologia kliniczna i terapia manualna w usprawnianiu narządu ruchu, Kabsch A., Huber J. (Red.) Zeszyty Promocji Rehabilitacji. Z.4, Ośrodek Wydaw. Nauk., Poznań, 2009, 12-18.
53. Huber J., Lipiec J., Kulczyk A., Zagłoba-Kaszuba A., Wytrzążek M., Stryła W., Warzecha D., Czynność szlaków własnych rdzenia kręgowego uczestniczących w przekazywaniu impulsacji nerwowej podczas aplikacji kinezyterapii. Aspekty strukturalne i funkcjonalne, Monografia "Kierunki rozwoju neurofizjologii klinicznej i fizjoterapii i terapii manualnej", Wydawnictwo Naukowe Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu, 2010, 28-35. ISBN978-83-7597-099-9.
54. Huber J., Lisiński P., Samborski W., Wytrzążek M., The effect of early isometric exercises on clinical and neurophysiological parameters in patients with sciatica: An interventional randomized single-blinded study, *Isokinetics and Exercise Science*, 2011, 19, 207-214.
55. Huber J., Lisiński P., Polowczyk A., Reinvestigation of the dysfunction in neck and shoulder girdle muscles as the reason of cervicogenic headache among office workers, *Disability and Rehabilitation*, 2012, Early Online:1-10 DOI: 10.3109/09638288.2012.709306.
56. Hultborn H., Meunier S., Morin C., Pierrot-Deseilligny E.: Assessing changes in presynaptic inhibition of Ia fibers: a study in man and the cat. *J. Physiol.*, 1987, 389, 729-756.
57. Hultborn H., Pierrot-Deseilligny E., Changes in recurrent inhibition during voluntary soleus contraction in man studied by an H-reflex technique. *J. Physiol.*, 1979, 297, 229-251.

58. Janda V., Muscle spasm – a proposed procedure for differential diagnosis, *Journal of Manual Medicine*, 1991, 6, 4, 136-139.
59. Janda V., Muscles, central nervous motor regulation and back problems, W: *The neurobiologic mechanisms in manipulative therapy*, Red. Korr I., Plenum Press, London, 1978.
60. Janda V., Schmid H.J., Muscle as a pathogenic factor in back pain, W: *Janda Compendium*, New Zeland, 1980, 43-51.
61. Jankowska E., Lundberg A., Roberts J.W., Stuart D., A Long Propriospinal System with Direct Effect on Motoneurons and on Interneurons in the Cat Lumbosacral Cord. *Exp. Brain Res.*, 1974, 21, 169-194.
62. Jankowska E., Interneuronal organization in reflex pathways from proprioceptors, W: *Frontiers in Physiological Research*, Wyd. D. G. Garlick, P. L. Korner, Australian Academy of Sciences, Combera, 1984, 227-237.
63. Jankowska, E., Interneuronal relay in spinal pathways from proprioceptors, *Progress in Neurobiology*, 1992, 38, 335-378.
64. Johnson E.W., Pease W.S., *Practical Electromyography*, William i Wilkins, 1997.
65. Jorriśma W., *Anatomia na żywym człowieku, „Wstęo do terapii manualnej”*, Wrocław 2004.
66. Kabat H., Knott M., Proprioceptive facilitation therapy for paralysis, *Physiotherapy*, 1954, 40, 6, 171-6.
67. Kabath H., McLeod M., Holt C., The practical application of proprioceptive muscular facilitation, *Physiotherapy*, 1959, 45, 4, 87-92.
68. Keele C.A., Neil E., Red., *Samson Wright’s Applied Physiology*, London Oxford University Press, New York, 1965.
69. Kimura J., *Electrodiagnosis in diseases of nerve and muscle, Principles and Practise*, Oxford University Press, 2001.
70. Kinalski R., *Kompedium rehabilitacji i fizjoterapii*, Wyd. Med. Urban & Partner, Wrocław 2002.
71. Kinalski R., *Neurofizjologia kliniczna dla neurorehabilitacji*, MedPharm Polska, Wrocław, 2008.
72. Kiwerski J., *Rehabilitacja Medyczna, PZWL, Warszawa, 2005.*
73. Kiwerski J.E., Kwolek A., Śliwiński Z., Woźniewski M., *Rehabilitacja Polska 1945-2009*, Kiwerski J.E., Kwolek A., Śliwiński Z., Woźniewski M. (red.), Zakład Narodowy im. Ossolińskich-Wydawnictwo, Wrocław, 2009.

74. Koczocik-Przedpelska J., Marzenia i spełnienia, Wydawnictwa Akademii Medycznej im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu, Poznań, 2000.
75. Kofotolis N.D., Kellis E., Crosstraining effects of a proprioceptive neuromuscular facilitation exercise programme on knee musculature. *Physical Therapy in Sport*, 2007, 8, 3, 109-116.
76. Kofotolis N., Vrabas I.S., Vamvakoudis E., Papanikolaou A., Mandroukas K., Proprioceptive neuromuscular facilitation training induced alterations in muscle fibre type and cross sectional area, *Br J Sports Med.*, 2005, 39,11-14.
77. Konorski J., Integracyjna działalność mózgu, PWN, Warszawa, 1969.
78. Kraft G.H., Fitts S.S., Hammond M.C., Techniques to improve function of the arm and hand in chronic hemiplegia, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 1992, 73, 3, 220-227.
79. Krawczyk M., Lizak A., Górna E., Wykorzystanie koncepcji PNF w nauczaniu chodu pacjentów z niedowładem połowicznym, *Med. Man.*, 2000, 4, 1/2, 67-68.
80. Krutki P., Bilateral projection of neurones of the C6 segment to S1 and S2 segments on the spinal cord in the cat. *Acta Neurobiol. Exp.*, 1997, 57, 1-9.
81. Krutki P., Grottel K., Mrówczyński W., Lumbar collaterals of neurons of the C6 segment projecting to sacral segments of the cat spinal cord. *J. Physiol.*, 1998, 92, 37-42.
82. Kulczyk A., Lipiec J., Huber J., Zagłoba-Kaszuba A., Wytrzązek M., Stryła W., Warzecha D., Standards of the surface electromyography examinations for assessment of muscle motor unit activity for physiotherapy purposes., W: *Current Topics on Clinical Neurophysiology, Physiotherapy and Manual Therapy.*, Coll. Educ. Ther. Publ. House, Poznań, 2011, 106-119.
83. Lenman J. A. R, Ritchie A. E., *Clinical electromyography*, Churchill Livingstone, 1987.
84. Lewit K., *Terapia manualna*, Kielce 2001.
85. Lisiński P., Huber J., Wilkosz P., Witkowska A., Wytrzązek M., Samborski W., Zagłoba A. Supervised versus uncontrolled physiotherapy in cases of patients after rotator cuff repair-clinical and neurophysiological comparative study, *Int. J. Artif. Organs*, 2012, 35 (1), 45-54.
86. Lisiński P., Huber J., Samborski W., Witkowska A., Neurophysiological assessment of the electrostimulation procedures used in stroke patients during rehabilitation, the *International Journal of Artificial Organs*, 31, 1, 2008, 76-86.
87. Lloyd D.P.C., Neuron patterns controlling transmission of ipsilateral hind limb reflexes in the cat, *J. Neurophysiol.*, 1943, 6, 293-315.

88. Łempicki A., 90-lecie Ortopedii Poznańskiej, Łempicki A. (Red.), Wydawnictwo Oddziału Poznańskiego Polskiego Towarzystwa Ortopedycznego i Traumatologicznego, Poznań, 2003.
89. Łuria A., Zaburzenia wyższych czynności korowych wskutek ogniskowych zaburzeń mózgu, PWN, Warszawa, 1967.
90. MacKinnon P., Moriss J., Oksfordzki podręcznik anatomii czynnościowej, Tom 1 - układ mięśniowo-szkieletowy, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 1997.
91. Markos P.D., Ipsilateral and contralateral effects of proprioceptive neuromuscular facilitation techniques on hip motion and electromyographic activity, *Phys. Ther.*, 1979, 59, 11, 1366-1373.
92. McMullen J., Uhl T.L., A kinetic chain approach for shoulder rehabilitation, *J. Athl. Train.*, 2000, 35, 3, 329-337.
93. Mense S., Nociception from skeletal muscle in relation to clinical muscle pain, *Pain*, 1993, 54.
94. Merletti R., Parker P., *Electromyography. Physiology, Engineering and Noninvasive Applications*. New Jersey, John Wiley&Sons Inc. Hoboken, 2004.
95. Michalik M.B., *Kronika Medycyny*, Wydawnictwo „Kronika”, Warszawa, 1994.
96. Michnik R., Jurkojć J., Rak Z., Meśyk A., Paszenda Z., Rycerski W., Janota J., Brandt J., Analiza kinematyki ruchów kończyny górnej podczas wykonywania ćwiczeń rehabilitacyjnych metodą PNF, *Modelowanie Inżynierskie*, 2008, 36, 243-248.
97. Mika T., Kasprzak W., *Fizykoterapia*, PZWL, Warszawa, 2004.
98. Mirek E., Chwała W., Longawa K., Rudzińska M., Adamkiewicz P., Szczudlik A., Proprioceptive neuromuscular facilitation method of therapeutic rehabilitation in the treatment of patients with Parkinson disease, *Neurologia i Neurochirurgia Polska*, 2003, 37, 5, 89-102.
99. Mitchell U.H., Myrer J.W., Hopkins J.T., Hunter I., Feland J.B., Hilton S.C., Neurophysiological reflex mechanisms' lack of contribution to the success of PNF stretches, *J Sport Rehabil.*, 2009, 18, 3, 343-357.
100. Miyahara Y., Naito H., Ogura Y., Katamoto S., Aoki J., Effects of proprioceptive neuromuscular facilitation stretching and static stretching on maximal voluntary contraction, *J Strength Cond Res.*, 2012, 3, doi version (w druku).
101. Moore J.C., Excitation overflow: an electromyographic investigation. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 1975, 56, 3, 115-20.
102. Mumenthaler M., Schliack H., *Uszkodzenia nerwów obwodowych, Uszkodzenie i leczenie*, Warszawa, PZWL, 1998.

103. Munić M., Obreza P., Segaj J., Bajd T., Savrin R., Proprioceptive Neuromuscular Facilitation in Combination with Electrical Stimulation: Combined Treatment in Comparison to Each Treatment Alone, *Neuromodulation*, 2004, 7, 1, 48–55.
104. Németh E., Steinhausz V PNF induced irradiation on the contralateral lower extremity with EMG measuring. Proceedings of the 3rd Hungarian Conference on Biomechanics, Abstract book, Budapest, 2008, 261-266 (ISBN 978 963 06 4307 8).
105. Olczak A., Kuliński W., Domaniecki J., Zastosowanie metody PNF w leczeniu choroby dyskowej kręgosłupa, *Fizjoter. Pol.*, 2008, 8, 3, 241-252.
106. Olivo S.A., Magee D.J., Electromyographic assessment of the activity of the masticatory using the agonist contract-antagonist relax technique (AC) and contract-relax technique (CR). *Man. Ther.*, 2006, 11, 2, 136-145.
107. Opara J., Aktualne metody usprawniania ruchowego chorych po udarze mózgu, *Udar Mózgu*, 2002, 4, 1, 33–38.
108. Osternig LR, Robertson R, Troxel R, Hansen P., Muscle activation during proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretching techniques. *Am J Phys Med.* 1987, 66, 5, 298-307.
109. Penfield W., Jasper H., *Epilepsy and the Functional Anatomy of the Human Brain*, J.&A. Churchill LTD., 1954.
110. Perry J., Easterday C.S., Antonelli D.J., Surface Versus Intramuscular Electrodes for Electromyography of Superficial and Deep Muscles, *Physical Therapy*, 1981, 61, 1.
111. Pink M., Contralateral effects of upper extremity proprioceptive neuromuscular facilitation patterns, *Phys. Ther.*, 1981, 61, 8, 1158-1162.
112. Preston D.C., Ruff R.L., Shapiro B. (Wyd.) *Neuromuscular disease in clinical practice*. Butterworth Heinemann, Boston, Oxford, 2002.
113. Przeździak B., *Historia rehabilitacji w świecie i w Polsce*. W: *Rehabilitacja medyczna*, Tom I., Kwolek A. (red), Elsevier Urban & Partner, Wrocław, 2003, 1-12.
114. Reaz M.B.I., Hussain M.S., Mohd-Yasin F., Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications, *Biol. Proced. Online*, 2006, 8, 1, 11-35.
115. Rothwell J.C.: *Transcranial Electrical and Magnetic Stimulation of the Brain: Basic Physiological Mechanisms*. W: Hallett M. i Chorkroverty S., *Magnetic Stimulation in Clinical Neurophysiology*, Wyd. II, Elsevier, Butterworth i Heinemann, 2005.
116. Scifers J.R., The Truth About PNF Techniques, Proprioceptive neuromuscular rehabilitation is more than just stretching and functional movement, *Advance for Physical Therapy & Rehab. Medicine*, 2004, 15, 26, 40.
117. Sherman M.J., Cresswell, A.G., Riek S., Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching, Mechanisms and clinical implications, *Sports Medicine*, 2006, 36, 11, 929-939.

118. Sherrington C.S., Laslett E.E., Observations on some spinal reflexes and the interconnection of spinal segments, *J. Physiol.*, 1903, 29, 58-96.
119. Shimura K., Kasai T.: Effects of proprioceptive neuromuscular facilitation on the initiation of voluntary movement and motor evoked potentials in upper limb muscles, *Hum Mov. Sci.*, 2002, 21, 1, 101-13.
120. Sipko T., Skolimowski T., Mraz M., Demczuk-Włodarczyk E., Zastosowanie metody PNF w zaburzeniach zrównoważenia postawy osób ze skoliozą idiopatyczną, *Fizjoterapia*, 2006, 14, 2, 42-50.
121. Spodaryk K., *Patologia narządu ruchu*, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 2002.
122. Stålberg E., Nandekar S.D., Sanders D.B., Falck B., Quantitative motor unit potential analysis. *J Clin Neurophysiol.*, 1996, 13, 401-422.
123. Stodolny J., *Choroba przeciążeniowa kręgosłupa, Epidemia naszych czasów*, Wydawnictwo ZL Natura, Kielce, 2000.
124. Sullivan P.E., Portney L.G., Electromyographic activity of shoulder muscles during unilateral upper extremity proprioceptive neuromuscular facilitation patterns., *Phys. Ther.*, 1980, 60, 3, 283-288.
125. Surburg P.R., Schrader J.W., Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Techniques in Sports Medicine: A Reassessment, *J Athl Train.*, 1997, 32, 1, 34-9.
126. Szabela D. A., *Potencjały wywołane w praktyce lekarskiej*, Łódzkie Towarzystwo Naukowe, Łódź 1999.
127. Śliwiński Z., Kopa M., Halat B., Michalak B., Ocena przydatności aplikacji Kinesiology Taping u chorych po udarze mózgu usprawnianych metodą PNF, *Doniesienie wstępne.*, *Fizjoter. Pol.*, 2008, 8, 3, 325-334.
128. Thompson PD., Day BL., Rothwell JC., Dressler D., Maertens de Noordhout A., Marsden CD., Further observations on the facilitation of muscle responses to cortical stimulation by voluntary contraction, *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 1991, 81, 397-402.
129. Vogel P., *Neurofizjologia kliniczna, EMG-ENG-Potencjały wzbudzone*, pod red. Liberski P., Elsevier Urban&Partner, Wrocław, 2011.
130. Wang R.Y., Effect of proprioceptive neuromuscular facilitation on the gait of patients with hemiplegia of long and short duration, *Phys. Ther.*, 1994, 74, 12, 1108-1115.
131. Weber M., Eisen A. A., Magnetic Stimulation of the central and peripheral nervous systems, *Muscle Nerve*, 2002, 25, 160-175.

132. Wilson SA., Thickbroom GW., Mastaglia FL., An investigation of the late excitatory potential in the hand following magnetic stimulation of the motor cortex, *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 1995, 97, 55-62.
133. Wochnik-Dyjas D., Niewiadomska M.T., Głazowski Cz., Praktyczne uwagi o stymulacji magnetycznej w świetle doświadczeń własnych, Konferencja Szkoleniowa-Stymulacja magnetyczna w klinicznej diagnostyce neurofizjologicznej unerwienia ruchowego, Warszawa, 1996.
134. Wolny T., Saulicz E., Gnat R., Ocena efektywności metody PNF w usprawnianiu czynności życia codziennego u pacjentów w okresie późnym po udarze mózgu, *Fizjoter. Pol.*, 2009, 9, 1, 51-60.
135. Wytrązek M., Huber J., Lisiński P., Changes in muscle activity determine progression of clinical symptoms in patients with chronic spine-related muscle pain. A complex clinical and neurophysiological approach, *Functional Neurology*, 2011, 26, 3.
136. Wytrązek M., Huber J., Zagłoba-Kaszuba A., Warzecha D., Możliwości wykorzystania badań elektromiograficznych w praktyce fizjoterapeutycznej Konferencja Naukowo – Szkoleniowa, "Kierunki rozwoju neurofizjologii klinicznej i terapii manualnej", Wydawnictwo Naukowe Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu, 2010, 43-49.
137. Youdas J.W., Arend D.B., Exstrom J.M., Helmus T.J., Rozeboom J.D., Hollman J.H., Comparison of muscle activation levels during arm abduction in the plane of the scapula vs. proprioceptive neuromuscular facilitation upper extremity patterns, *J Strength Cond Res.*, 2012, 26, 4, 1058-1065.
138. Zagłoba-Kaszuba A., Stryła W, Warzecha D., Huber J., Wytrązek M., Lipiec J., Kulczyk A., Możliwość precyzyjnego pomiaru zwiększonego napięcia mięśniowego jako następstwa urazów rdzenia kręgowego w badaniach elektromiografii powierzchniowej, *Fizjoterapia Polska*, 2011, 11, 1, 4, 9-19.

9. Aneks

Załącznik 1

Formularz informacji dla ochotnika i pacjenta o badaniu diagnostycznym

Badanie będzie wykonywane w pracowni diagnostycznej na terenie Ortopedyczno-Rehabilitacyjnego Szpitala Klinicznego im. W. Degi w Zakładzie Patofizjologii Narządu Ruchu Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu.

Badanie polega na bezbolesnej, nieinwazyjnej magnetostymulacji ośrodków nerwowych, elektrostymulacji nerwów i badaniu mięśni za pomocą elektrod powierzchniowych przyklejanych na oczyszczoną skórę.

Badanie nie wywołuje skutków ubocznych.

Badana osoba ma możliwość jego przerwania na swoją prośbę w każdym jego momencie.

Otrzymane dane osobowe i medyczne będą utajnione.

Badania nie zawierają w sobie cech eksperymentu, nie naruszają powłok ciała.

Celem badań jest określenie ewentualnych zmian patologicznych w układzie nerwowym i mięśniowym.

Najpierw zostanie przeprowadzony z Państwem wywiad, żeby przekonać się o braku jakichkolwiek przeciwwskazań do wykonania badania.

Pierwszym etapem badania będzie rejestracja czynności mięśni podczas spoczynku (EMG globalne, powierzchniowe-sEMG). Następnie dokonana będzie rejestracja czynności mięśni podczas standartowych testów wysiłkowych dla poszczególnych mięśni pośladkowych wielkich, czworogłowych uda, dwugłowych uda i brzuchatych łydki.

Drugim etapem badania będzie rejestracja czynności mięśni kończyn dolnych w trakcie wykonywania ćwiczeń (kończyną górną) z fizjoterapeutą, według założeń metody PNF.

Trzeci etap badania to przezczaszkowa stymulacja magnetyczna MEP oceniająca przewodnictwo dróg korowo-rdzeniowych i elektrostymulacja nerwów oceniająca przewodnictwo obwodowe włókien ruchowych.

Uzyskane wyniki będą wykorzystywane tylko w celu analizy przez osoby bezpośrednio biorące w nim udział. Podobnie jedynie bezpośrednio biorący udział w badaniu będą mieli dostęp do Państwa danych osobowych i informacji o stanie zdrowia, a wszystkie wyniki wykorzystane w naszym badaniu naukowym będą publikowane w formie anonimowej.

Badania będą nadzorowane przez osobę posiadającą certyfikat nr 50 Polskiego Towarzystwa Neurofizjologii Klinicznej (J. Huber) na ich wykonywanie.

Ja, zrozumiłam/-em treść informacji i wyrażam zgodę na przeprowadzenie badań.

Oświadczam, że nie mam implantów, stymulatorów, wszczepów ślimakowych, nie jestem w ciąży, nie lecę się na padaczkę, nie choruję na serce, nie lecę się u onkologa.

Wyrażam zgodę na wykonanie badania

Poznań, dnia

Podpis badanego

Załącznik 2

ŚWIADOMA ZGODA PACJENTA NA UDZIAŁ W BADANIU NAUKOWYM

Zgoda na badanie EMG i ENG oraz MEP

Ja niżej podpisana(y) oświadczam, że przeczytałam(em) i zrozumiałem informacje dotyczące opisanego badania naukowego oraz otrzymałem wyczerpujące, satysfakcjonujące mnie odpowiedzi na zadane pytania. Wyrażam zgodę na przeprowadzenie u mnie badania EMG i ENG oraz MEP w celu ustalenia ewentualnych zmian chorobowych w mięśniach i nerwach oraz ośrodkowym układzie nerwowym i oceny ich nasilenia.

Zostałam/em poinformowana/y, że badanie polega na elektrostymulacji oraz magnetostymulacji i badaniu mięśni za pomocą elektrod powierzchniowych (nieinwazyjne).

Wiem o możliwości przerwania badania na moją prośbę w każdym jego momencie. Uzyskane ode mnie dane osobowe będą traktowane jako poufne i używane tylko w celach medycznych.

Nie mam protez metalowych.....

Nie mam rozrusznika serca i innych implantów metalowych jak stymulator pęcherzowy, rdzeniowy, klipsy wewnątrzczaszkowe.....

Nie choruję na padaczkę.....

Nie miałem napadów drgawkowych.....

Nie miałem operacji neurochirurgicznych z usunięciem części pokrywy kostnej czaszki.....

Nie jestem w ciąży.....

Wyrażam zgodę, aby dla kontroli poprawności wykonania badania naukowego, wgląd w moje dane osobowe oraz dokumentację medyczną (dane dotyczące mego stanu zdrowia) miały osoby związane z badaniem. Potwierdzam, że zostałam(em) poinformowana(y) o sposobie przetwarzania danych, o prawie wglądu do nich, złożenia wniosku o ich sprostowanie, weryfikowanie ich z moją dokumentacją medyczną oraz, że dane te są zbierane jedynie w celu naukowej analizy badania.

Wyrażam zgodę na przetwarzanie danych w tym badaniu zgodnie z ustawą z dnia 29 sierpnia 1997 r. o ochronie danych osobowych (tekst jednolity z 2002 r. Nr 101, poz. 926 z późn. zm.).

.....

Data

.....

Podpis pacjenta/ochotnika

Załącznik 3

Formularz badania

Imię i Nazwisko Wiek

Czas od incydentu udarowego.....

Diagnoza wstępna lekarza neurologa, rehabilitacji medycznej

Przebyte urazy (głowy, kręgosłupa, choroby autoimmunologiczne)

Nr. Historii choroby ze skierowania

Dodatkowe informacje

Praworęczność

leworęczność

Skróty:

LKG - Lewa Kończyna Górna,

PKG - Prawa Kończyna Górna

PKD - Prawa Kończyna Dolna,

LKD - Lewa Kończyna Dolna

W.P.Rw - Wyprost Przywiedzenie Rotacja wewnętrzna

Z.O.Rz - Zgięcie Odwiedzenie Rotacja zewnętrzna

Z.P.Rz - Zgięcie Przywiedzenie Rotacja zewnętrzna

W.O.Rw - Wyprost Odwiedzenie Rotacja wewnętrzna

1 ETAP

Rejestracja elektromiogramów globalnych podczas pełnej relaksacji mięśni

<i>Badany mięsień</i>	<i>Amplituda [uV] PKD</i>	<i>Amplituda[uV] LKD</i>
m. gluteus		
m. rectus femoris		
m. biceps femoris		
m. gastrocnemius		

Rejestracja elektromiogramów globalnych podczas maksymalnego wysiłku

<i>Badany mięsień</i>	<i>Amplituda [uV] PKD</i>	<i>Amplituda[uV] LKD</i>
m. gluteus		
m. rectus femoris		
m. biceps femoris		
m. gastrocnemius		

2 ETAP

Wzorzec zgięcia, odwiedzenia, rotacji zewnętrznej wykonywany LKG, rejestracja za pomocą elektrod powierzchniowych z mięśni PKD i LKD

Ruch z W.P.Rw do <u>Z.O.Rz</u>		
<i>Badany mięsień</i>	<i>Amplituda[uV] PKD</i>	<i>Amplituda[uV] LKD</i>
m. gluteus		
m. rectus femoris		
m. biceps femoris		
m. gastrocnemius		

Wzorzec wyprost, odwiedzenia, rotacji wewnętrznej wykonywany LKG, rejestracja za pomocą elektrod powierzchniowych z mięśni PKD i LKD

Ruch z Z.P.Rz do <u>W.O.Rw</u>		
<i>Badany mięsień</i>	<i>Amplituda [uV] PKD</i>	<i>Amplituda[uV] LKD</i>
m. gluteus		
m. rectus femoris		
m. biceps femoris		
m. gastrocnemius		

Wzorzec zgięcia, przywiedzenia, rotacji zewnętrznej wykonywany LKG, rejestracja za pomocą elektrod powierzchniowych z mięśni PKD i LKD

Ruch z W.O.Rw do <u>Z.P.Rz</u>		
<i>Badany mięsień</i>	<i>Amplituda [uV] PKD</i>	<i>Amplituda[uV] LKD</i>
m. gluteus		
m. rectus femoris		
m. biceps femoris		
m. gastrocnemius		

Wzorzec wyprost, przywiedzenia, rotacji wewnętrznej wykonywany LKG, rejestracja za pomocą elektrod powierzchniowych z mięśni PKD i LKD

Ruch z Z.O.Rz do <u>W.P.Rw</u>		
<i>Badany mięsień</i>	<i>Amplituda [uV] PKD</i>	<i>Amplituda[uV] LKD</i>
m. gluteus		
m. rectus femoris		
m. biceps femoris		
m. gastrocnemius		

Wzorzec zgięcia, przywiedzenia, rotacji zewnętrznej wykonywany PKG, rejestracja za pomocą elektrod powierzchniowych z mięśni PKD i LKD

Ruch z W.O.Rw do <u>Z.P.Rz</u>		
<i>Badany mięsień</i>	<i>Amplituda [uV] PKD</i>	<i>Amplituda[uV] LKD</i>
m. gluteus		
m. rectus femoris		
m. biceps femoris		

m. gastrocnemius		
------------------	--	--

Wzorzec wyprostu, przywiedzenia, rotacji wewnętrznej wykonywany PKG, rejestracja za pomocą elektrod powierzchniowych z mięśni PKD i LKD

Ruch z Z.O.Rz do <u>W.P.Rw</u>		
<i>Badany mięsień</i>	<i>Amplituda [uV] PKD</i>	<i>Amplituda[uV] LKD</i>
m. gluteus		
m. rectus femoris		
m. biceps femoris		
m. gastrocnemius		

Wzorzec zgięcia, odwiedzenia, rotacji zewnętrznej wykonywany PKG, rejestracja za pomocą elektrod powierzchniowych z mięśni PKD i LKD

Ruch z W.P.Rw do <u>Z.O.Rz</u>		
<i>Badany mięsień</i>	<i>Amplituda [uV] PKD</i>	<i>Amplituda[uV] LKD</i>
m. gluteus		
m. rectus femoris		
m. biceps femoris		
m. gastrocnemius		

Wzorzec wyprostu, odwiedzenia, rotacji zewnętrznej wykonywany PKG, rejestracja za pomocą elektrod powierzchniowych z mięśni PKD i LKD

Ruch z Z.P.Rz do <u>W.O.Rw</u>		
<i>Badany mięsień</i>	<i>Amplituda [uV] PKD</i>	<i>Amplituda[uV] LKD</i>
m. gluteus		
m. rectus femoris		
m. biceps femoris		
m. gastrocnemius		

Rozmieszczenie elektrod powierzchniowych podczas badania elektromiograficznego na mięśniach pośladkowych wielkich, dwugłowych uda, brzuchatych łydki i czworogłowych ud



3 ETAP

Przewodnictwo eferentne obwodowe

Cechy potencjałów wywołanych włókien ruchowych (fala M)

stymulacja n.peroneus okol.dół.podkolanowego przy rejestracji z m.tibialis ant.

Dexter Sinister

Amplituda (uV) (uV)

Latencja (ms) (ms)

Cechy rejestracji fali F/M po stymulacji n.peroneus przy odprowadzeniu z m.tibialis ant.

Dexter Sinister

Latencja (ms) (ms)

Przewodnictwo eferentne od ośrodków korowych do mięśni

Ruchowe potencjały wywołane (MEP) po stymulacji nadczaszkowej wiązką pola magnetycznego z odprowadzeniem z m.tib.ant.

Dexter Sinister

Amplituda (uV) (uV)

Latencja (ms) (ms)

10. Streszczenie w języku polskim

Analiza mechanizmu działania wybranych wzorców terapii proprioceptywnego ułatwiania nerwowo-mięśniowego za pomocą metod neurofizjologii klinicznej

Wprowadzenie. Terapia PNF (metoda proprioceptywnego ułatwiania nerwowo – mięśniowego, ang. „proprioceptive neuromuscular facilitation”) jest jedną z najbardziej rozpoznawalnych metod leczenia usprawniającego u chorych z dysfunkcją narządu ruchu o różnej etiologii. Choć cieszy się ona popularnością od początku jej powstania i oparto ją na teoretycznych założeniach neurofizjologii klinicznej, większość opracowań naukowych oceniało jej skuteczność leczenia, natomiast niewiele wiadomo o strukturalnych i funkcjonalnych składowych pośredniczących w mechanizmach jej działania.

Cele. Celami pracy były (1) analiza czynności bioelektrycznej mięśni kończyn dolnych w warunkach spoczynkowych, maksymalnego skurczu oraz podczas wykonywania czterech wzorców PNF kończyną górną w oparciu o rejestracje polielektromiografii powierzchniowej u zdrowych ludzi (N=25) oraz u chorych po udarach (N=25) oraz (2) analiza zjawiska ułatwienia czasowego lub przestrzennego rdzeniowego przewodnictwa eferentnego, na skutek aplikacji wzorców PNF na kończynę górną przy jednoczesnym pobudzeniu ośrodków kory ruchowej bodźcem magnetycznym przezczaszkowo.

Metody. U wszystkich badanych wykonano jednokrotnie, obustronne testy elektromiografii powierzchniowej z czterech grup mięśniowych kończyn dolnych oraz badania przewodnictwa eferentnego obwodowego (elektro-neurografia) jak i ośrodkowego od poziomu kory ruchowej do mięśni z wykorzystaniem metody ruchowych potencjałów wywołanych indukowanych polem magnetycznym.

Wyniki i wnioski. 1. U chorych po udarach po stronie klinicznie objawowej, stwierdzono znaczące zmiany w parametrach amplitud elektromiogramów odprowadzanych z mięśni kończyn dolnych podczas rejestrowanej czynności spoczynkowej i wysiłkowej. 2. Badania przewodnictwa obwodowego włókien ruchowych nerwu strzałkowego u chorych po udarach nie wykazały znaczącej patologii pomimo różnic pomiędzy zdrowymi a chorymi, natomiast u chorych stwierdzono znaczące zmiany w przewodnictwie eferentnym od poziomu ośrodka ruchowego do badanych mięśni kończyn dolnych strony głównie niedowładnej. 3. Wzorce PNF aplikowane do kończyny górnej prawej lub lewej nie wpływają na lateralizację czynności mięśni kończyn dolnych. 4. Wzorce z komponentą przywiedzeniową (zgięcie-przywiedzenie-rotacja zewnętrzna i wyprost-przywiedzenie-rotacja wewnętrzna), wywołują efekt zwiększonej aktywności bioelektrycznej mięśni kończyny dolnej zgodnostronnej z kończyną górną którą jest wykonywany wzorzec. Wzorce z komponentą odwiedzeniową (zgięcie-odwiedzenie-rotacja zewnętrzna i wyprost-odwiedzenie-rotacja wewnętrzna) powodują wzrost aktywności mięśni kończyny dolnej po stronie przeciwnej do ćwiczonej kończyny górnej u zdrowych i chorych. 5. Spośród wszystkich badanych wzorców kończyny górnej, wyprost-odwiedzenie-rotacja wewnętrzna oddziałuje najmniej na czynność jednostek ruchowych mięśni kończyny dolnej uda i podudzia a wzorzec zgięcia-przywiedzenia-rotacji zewnętrznej oddziałuje najbardziej. 6. Ogólnie wzorce PNF wykonywane kończyną górną bardziej aktywują mięśnie proksymalne kończyn dolnych, w kolejności mięsień dwugłowy i prosty uda, podobnie u chorych jak i zdrowych ludzi. 7. Za pomocą stymulacji magnetycznej ośrodków kory ruchowej u zdrowych ludzi można wywołać zjawisko ułatwienia przestrzennego i czasowego wpływu wzorca PNF aplikowanego do kończyny górnej na czynność mięśni kończyn dolnych. 8. Badania u chorych po udarach pokazują, podobieństwo ilościowe i jakościowe w wpływie wzorców PNF na czynność mięśni kończyn dolnych jak u ludzi zdrowych.

Słowa kluczowe: proprioceptywne ułatwianie nerwowo-mięśniowe, mechanizm, elektromiografia, potencjały wywołane, zdrowi ludzie, chorzy po udarze

11. Streszczenie w języku angielskim

Mechanisms of action analysis of the chosen proprioceptive neuromuscular facilitation patterns with methods of clinical neurophysiology

Introduction. PNF therapy (proprioceptive neuromuscular facilitation) is one of the most recognized method of the conservative treatment in patients with the movement disorders of different aetiology. Although it is very popular since the time it was created on the theoretical basis of the clinical neurophysiology, most of scientific studies ascertained its efficiency of treatment but little is known about the structural and functional components influencing the mechanisms of action.

Aims. The aims of this study were (1) the analysis of the bioelectrical activity of lower extremities muscles at rest, maximal contraction and during performing the four PNF patterns applied to upper extremity basing on the polyelectromyographical recordings in healthy people and patients after stroke, and (2) analysis of the temporal and spatial facilitation of the efferent spinal transmission following the PNF patterns application to the upper extremity with simultaneous excitation of the motor cortex with transcranial magnetic stimulus.

Methods. In all examined people there were performed once, bilateral the surface electromyographical tests from four muscle groups of the lower extremities and studies of the efferent peripheral (electroneurography) and central transmission from the level of motor cortex to the muscles using the motor evoked potentials recordings method induced with magnetic field.

Results and conclusions. 1. In patients after stroke on the side clinically defined as paretic, there were ascertained changes in parameters of amplitudes in electromyograms recorded from lower extremity muscles during recorded activity at rest and maximal contraction. 2. Studies of the peripheral transmission in motor fibres of peroneal nerves in stroke patients did not show a significant pathology beside the differences between patients and healthy people, while in patients there were ascertained significant changes in efferent transmission from the motor cortex to muscles of mainly paretic lower extremities. 3. PNF patterns applied to the left or right upper extremities did not influence the lateralization of muscles activity in lower extremities. 4. Patterns with abduction component evoke the effect in increased bioelectrical activity of muscles of the lower ipsilateral extremity to the upper extremity which the pattern is applied. Patterns with the adduction component evoke the activity increase of muscles in the lower extremity on the contralateral side to applied pattern in healthy people and patients. 5. Among all PNF patterns applied to the upper extremity, extension-abduction and internal rotation influences the least on activity of motor units of examined muscles at hip and calf and flexion-adduction and external rotation the influences the most. 6. In general, upper extremity PNF patterns activate more proximal muscles of the lower extremities, biceps femoris and rectus femoris muscles respectively, similarly in patients and healthy people. 7. Magnetic stimulation of the motor cortex centres in healthy people can evoke the spatial and temporal facilitation of the PNF pattern influence applied to upper extremity on activity of muscles in lower extremities. 8. Examinations in patients after stroke show the qualitative and quantitative similarities of PNF influences on the lower extremities muscles like in healthy people.

Key words: proprioceptive neuromuscular facilitation, mechanism, electromyography, evoked potentials, healthy people, patients after stroke