

Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu



Alicja Witkowska

**Znaczenie elektromiografii globalnej w diagnostyce neurofizjologicznej
i koncepcja analizy potencjałów czynnościowych pojedynczych jednostek ruchowych**

Rozprawa doktorska

Promotor: prof. UM dr hab. n. med. Juliusz Huber

Zakład Patofizjologii Narządu Ruchu

Poznań 2010

Spis treści

1. Wstęp

1.1. Wprowadzenie	4
1.2. Budowa i funkcja jednostki ruchowej w ujęciu elektromiografii.....	7
1.2.1. Metody wyznaczania liczby jednostek ruchowych mięśnia	9
1.3. Analiza jakościowa i ilościowa badania elektromiograficznego, etapy badania.....	10
1.4. Czynniki wpływające na zapis elektromiograficzny.....	17
1.4.1. Obraz elektromiograficzny w procesach neurogennych i miogennych	18
1.5. Badanie elektroneurograficzne.....	21
1.5.1. Metodyka badania elektroneurograficznego włókien ruchowych nerwu strzałkowego.....	22
1.6. Aparatura elektromiograficzna.....	24
1.6.1. Elektrody.....	26
1.7. Budowa i czynność bioelektryczna mięśnia piszczelowego przedniego.....	29
2. Założenia i cele pracy.....	32
3. Opis i parametry techniczne zastosowanej aparatury	33
3.1. Narzędzie wirtualne.....	36
4. Badani pacjenci i metodyka badań.....	38
4.1. Badania pilotażowe	39
4.2. Badania podstawowe.....	41
5. Analiza statystyczna i wyniki badań.....	44
5.1. Wyniki badań pilotażowych oraz wnioski.....	44
5.2. Wyniki badań podstawowych	52
6. Dyskusja.....	71
7. Wnioski.....	76
8. Alfabetyczny spis skrótów i terminów używanych w pracy oraz ich objaśnienia...77	77
9. Spis rycin i tabel.....	79
10. Piśmiennictwo.....	84
11. Formularz zgody na badanie elektromiograficzne i elektroneurograficzne.....	92
12. Streszczenie.....	93
13. Summary.....	95

1. Wstęp

1. 1. Wprowadzenie

Elektromiografia igłowa-elementarna (eEMG) obok badań genetycznych oraz histologicznych stanowi najbardziej wartościowe badanie w diagnostyce chorób nerwowo-mięśniowych. Chociaż metody rejestracji i analizy EMG z użyciem elektrod powierzchniowych (elektromiografia globalna – gEMG) nieustannie rozwijają się i coraz częściej wprowadzane są do praktyki klinicznej, to badanie igłowe uważane jest za złoty standard w ocenie czynności jednostek ruchowych mięśni (JR). Obie metody mają zresztą różne zastosowanie w zależności od tego jaki jest cel badania diagnostycznego. Elektromiografia powierzchniowa jest używana częściej przez lekarzy ortopedów i rehabilitacji aniżeli neurologów i neurochirurgów między innymi do oceny symetryczności lub asymetryczności zapisów odprowadzanych z mięśni jednoimiennych lub w przypadku szybkiego badania wielu grup mięśniowych kończyn górnych i dolnych (Huber, 2006). Badanie elektromiograficzne nierozzerwalnie łączy się z badaniem szybkości przewodzenia impulsów we włóknach czuciowych i ruchowych nerwów obwodowych (elektro-neurografia - ENG) w następstwie stymulacji bodźcem elektrycznym. Obie metody diagnostyczne EMG i ENG wzajemnie uzupełniają się i składają się na całość badania funkcji i sprawności jednostek ruchowych mięśnia, oceny przewodnictwa w zakresie włókien badanych gałęzi nerwowych, pozwalają na obiektywną ocenę lokalizacji i zakresu uszkodzenia układu nerwowo-mięśniowego (Johnson i Pease, 1997; Huber, 2006). Główną rolą elektromiografii jest odróżnienie mięśnia zdrowego od objętego procesem patologicznym oraz określenie charakteru i zakresu zmian chorobowych.

Przedmiotem szczególnego zainteresowania w ostatnim dwudziestolecu jest elektromiografia powierzchniowa. Zapis gEMG powstaje w efekcie sumowania potencjałów czynnościowych wielu jednostek ruchowych, będących w polu odbioru elektrody. Dzięki coraz bardziej nowatorskim konstrukcjom elektrod odbiorczych gEMG znajduje zastosowanie nie tylko w standardowych badaniach mięśni, ale także w badaniu mięśni dna miednicy lub mięśni zwieracza odbytu. Klasycznie elektromiogram globalny odprowadzany jest za pomocą pary elektrod chlorkowo-srebrowych (AgCl). Niewątpliwą zaletą gEMG jest możliwość jednoczesnej rejestracji czynności wielu mięśni, co sprawia iż elektromiografia powierzchniowa jest narzędziem oceny symetrii czynności jednostek ruchowych tych samych grup mięśniowych obu stron, a także określenia działania wielu mięśni synergistycznych lub antagonistycznych działających w obrębie tej samej badanej kończyny (Lisiński i wsp., 2008). W warunkach rejestracji podczas pełnej relaksacji badanego mięśnia umożliwia wykrycie

czynności spontanicznej w postaci fascykulacji generowanych z części powierzchniowej mięśnia oraz szacunkową ocenę prawidłowego napięcia mięśniowego (Pullman i wsp., 2000; Haig i wsp., 1999; Merletti i Parker, 2004). Znacznym atutem gEMG jest jej całkowita nieinwazyjność. Jest niebolesna dla pacjenta i łatwa do zastosowania w badaniach u dzieci. Główne ograniczenia metody gEMG w badaniach klinicznych wiążą się z dużą podatnością sygnału na czynniki zewnętrzne i wewnętrzne (De Luca, 1997).

Globalne rejestracje czynności bioelektrycznej mięśni znalazły zastosowanie w planowaniu postępowania usprawniającego w dysfunkcjach narządu ruchu o różnej etiologii, w ocenie efektów leczenia rehabilitacyjnego (Lisiński i wsp., 2008), operacyjnego a nawet farmakologicznego (Jóźwiak i wsp., 2003). Elektromiografia powierzchniowa jest narzędziem w badaniach procesów męczliwości mięśni podczas długotrwałego wysiłku między innymi. w sporcie wyczynowym, w analizie ruchu (dynamiczna analiza chodu), w ergonomii do oszacowania ekspozycji i przeciążenia mięśni na stanowisku pracy (De Luca, 1997; Pullman i wsp., 2000; Donaldson i wsp., 2003; Štrin i wsp., 2008).

Miniaturyzacja aparatury elektromiograficznej zaowocowała zwiększeniem dostępności gEMG nie tylko do celów oceny klinicznej i kinezyologicznej ale również znalazła zastosowanie w wielu aplikacjach nawiązujących do biofeedbacku. Trening w oparciu o obserwację przez pacjenta zapisów globalnej czynności jednostek ruchowych stosowany jest między innymi w celu zmniejszenia hyperaktywności mięśni (reedukacja napięcia mięśniowego), kontroli prawidłowej postawy ciała, wyuczeniu prawidłowych wzorców ruchu (Türker, 1993). Coraz częściej prowadzone są eksperymentalne badania nad sterowaniem protezami kończyn z wykorzystaniem rejestracji powierzchniowych EMG (Khezri, 2007; Al.-Assaf, 2006).

Dynamiczny rozwój i perspektywy elektromiografii globalnej można upatrywać w nowych technologiach rejestracji i przetwarzania biosygnatów. Cyfrowe techniki rejestracji i bogate oprogramowanie zaopatrzone w algorytmy przetwarzania sygnałów umożliwiające szybką statystyczną analizę wielu parametrów rejestracji elektromiograficznych, ułatwiają interpretację zmian zachodzących w czynności mięśnia objętego procesem chorobowym, a także w istotny sposób skracają czas badania i zmniejszają nakład pracy (Emeryk Szajewska, 2008). Automatyzacja metod rejestracji i analizy gEMG istotnie wpłynęły na jej jakość usuwając ją z marginesu elektrodiagnostyki.

W ostatnich latach coraz większe zainteresowanie wzbudzają metody analizy parametrów potencjałów pojedynczych jednostek ruchowych (MUAP) przy zastosowaniu elektromiografii powierzchniowej z odbiorem wielokanałowym umożliwiające między

innymi oszacowanie liczby czynnych jednostek ruchowych, prędkości przewodzenia, długości włókien mięśniowych lub wyznaczenie strefy potencjalnego odnerwienia badanego mięśnia (Lange i wsp., 2002; Farina i wsp., 2002b, 2003; Gazzoni i wsp., 2004; De Luca i wsp., 2006).

Niestety ilościowa metoda elektromiografii globalnej oparta na ocenie parametrów pojedynczych potencjałów jednostki ruchowej, a także metody automatycznej dekompozycji sygnału ograniczały się do niedawna do badań doświadczalnych (Stålberg i Falck, 1997; Merletti i wsp., 2001a; Farina i wsp., 2003). Mimo, że większość badań jest w fazie eksperymentu, coraz częściej elektromiografia powierzchniowa pojawia się w neurofizjologii klinicznej. Praca Hogrela (2005) podsumowuje dokonania w zakresie badań gEMG w zastosowaniu klinicznym. Rozwiązaniem pośrednim między techniką inwazyjną eEMG a elektromiografią powierzchniową może stać się metoda EMG wysokiej rozdzielczości przestrzennej (HSR-EMG, ang. „high spatial resolution EMG”), która swoją czułością i selektywnością jest zbliżona do metody eEMG (Hogrel, 2005; Wood i wsp., 2001; Drost i wsp., 2006). Z powodu braku jednolitego schematu badań powstało bardzo wiele kontrowersji wokół metodyki gEMG. Odmiennie warunki rejestracji, a także materiały stosowane do konstrukcji elektrod prowadziły do rozbieżności w wynikach uzyskiwanych przez różnych badaczy. Do roku 2000 nie istniały uniwersalne ogólnie przyjęte standardy badania gEMG. (Sacco i wsp., 2009) Członkowie organizacji Europejskiej (SENIAM – Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles; Elektromiografia powierzchniowa w nieinwazyjnej ocenie mięśni) skupili swoje zainteresowanie na trzech aspektach badań elektromiografii powierzchniowej. Są to: budowa i procedury rozmieszczenia elektrod, rekomendacje odnośnie rejestracji i przetwarzania sygnałów elektromiograficznych oraz modelowanie sygnału gEMG (Merletti i wsp., 2001b; Hermens i wsp., 1999, 2000). Efektem ich działalności było opublikowanie wytycznych badań gEMG dla 22 mięśni. Rekomendacje dotyczące metodologii badań gEMG zaproponowała również organizacja ISEK (The International Society of Electromyography and Kinesiology; Międzynarodowe Towarzystwo Elektrofizjologii i Kinezyjologii). Stowarzyszenia SENIAM i ISEK pozwalają na integrację i współdziałanie środowiska medycznego i inżynierskiego w skali światowej. Wszystkie ustalenia obu organizacji odnośnie badań elektromiograficznych dostępne są na stronie internetowej www.seniam.org.

Elektromiografia powierzchniowa jest dziedziną nieustannie rozwijającą się, a jej pozamedyczne zastosowanie jest niekwestionowane. Nie należy przedkładać jej walorów nad możliwościami elektromiografii igłowej. Obie metody powinny wzajemnie uzupełniać się,

a gEMG w praktyce klinicznej może posłużyć jako narzędzie pomagające diagnoście w wyborze mięśni w których konieczne jest przeprowadzenie badania eEMG. Pod znakiem zapytania pozostaje rola elektromiografii powierzchniowej w różnicowaniu uszkodzenia neurogennego mięśnia od procesu miogenego.

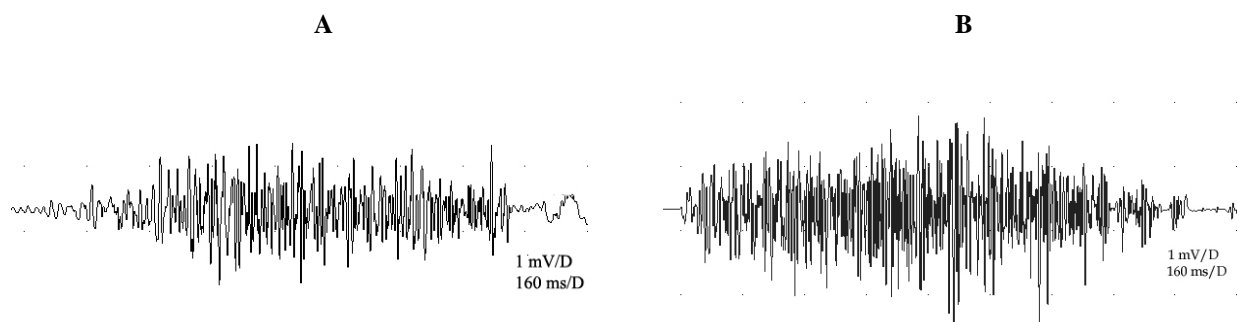
1. 2. Budowa i funkcja jednostki ruchowej w ujęciu elektromiografii

Podstawowy termin z zakresu neurofizjologii jakim jest pojęcie jednostki ruchowej (jednostka motoryczna, JR, MU, motor unit) wprowadzili Charles Sherrington i Liddell w 1925 roku (Baldissera i wsp., 1981). Jednostka ruchowa jest elementarną strukturą sterującą działaniem mięśnia. Jest zespołem funkcjonalnym składającym się z komórki ruchowej rogu przedniego rdzenia kręgowego lub komórki ruchowej jądra nerwu VII w pniu mózgu, aksonu komórki ruchowej oraz grupy włókien mięśniowych przez nią unerwionej. Każde włókno mięśniowe jest unerwione tylko przez jeden neuron ruchowy, czyli wchodzi w skład tylko jednej jednostki ruchowej (Hausmanowa-Petrusewicz, 1986). Włókna mięśniowe jednej jednostki motorycznej przeplatają się z włóknami należącymi do innych jednostek ruchowych. Na podstawie badań histochemicznych możliwe jest ustalenie liczby jednostek ruchowych danego mięśnia, średniej liczby włókien mięśniowych przypadającej na jednostkę ruchową, określenie struktury mięśnia. Z kolei w badaniach czynnościowych neurofizjologii klinicznej można określić procentowy udział jednostek ruchowych szybkich i wolnych, łatwo się męczących i odpornych na zmęczenie (FF, FR, FS). Mięśnie z precyzyjną kontrolą skurczu (np. mięśnie dystalne kończyn, mięśnie twarzy) posiadają niski tzw. współczynnik unerwienia (liczba włókien mięśniowych zaopatrywana przez jeden neuron ruchowy alfa) (Błaszczak, 2004). Parametrami charakteryzującymi jednostki ruchowe i podstawą ich podziału są: szybkość skurczu, czas połowicznego rozkurczu, siła skurczu pojedynczego, siła skurczu tężcowego, wskaźnik zmęczenia oraz prędkość przewodzenia aksonu (Grottel i Celichowski, 1996). Wyróżniamy następujące typy jednostek ruchowych: S- wolne, odporne na zmęczenie; FR- szybkie, odporne na zmęczenie; FF- szybkie o dużej męczliwości (Arabadzhiiev i wsp, 2010; Grottel i Celichowski, 1996; Hausmanowa-Petrusewicz, 1986). Rodzaje jednostek ruchowych związane są z typem histochemicznym włókien mięśniowych. Włókna czerwone (typ I –wolne, metabolizm tlenowy) tworzą wolne jednostki ruchowe odporne na zmęczenie, będące w stanie utrzymać napięcie przez dłuższy czas. Włókna białe (typ II –szybkie, metabolizm beztlenowy) wchodzi w skład jednostek motorycznych szybkich, mogących wytwarzać znaczną siłę skurczu mięśnia, jednakże są bardziej podatne na zmęczenie. Skład poszczególnych typów jednostek ruchowych w mięśniach jest procentowo

zmienny w zależności od funkcji mięśnia i uważa się, że jest on uwarunkowany genetycznie (Grottel i Celichowski, 1996).

Proces skurczu mięśnia polega na sumowaniu czynności poszczególnych jednostek ruchowych pod wpływem impulsów z ośrodków nerwowych. Obraz czynności elektrycznej jednostki ruchowej mięśnia w postaci potencjału rejestrowanego za pomocą elektrody igłowej powstaje w wyniku sumowania w czasie i przestrzeni potencjałów włókien mięśniowych należących do badanej jednostki. Morfologia zapisu zależy od rodzaju zastosowanej elektrody odbiorczej i wielkości jej powierzchni rejestrującej. Dyspersja czasowa jest wynikiem braku synchronizacji sumujących się potencjałów czynnościowych włókien mięśniowych (Hausmanowa-Petrusewicz i Haftek, 1972).

Duży wpływ na obraz czynności JR ma zróżnicowana prędkość propagacji pobudzenia na w obrębie jej składowych, opóźnienia na zakończeniach aksonów lub synapsach. Rejestracje elektromiografii globalnej powstają w następstwie czasowo-przestrzennego sumowania sygnałów pochodzących z rekrutujących wielu różnych jednostek ruchowych. Kolejne jednostki uruchamiają się (rekrutacja przestrzenna) i zwiększa się częstość wyładowań JR (rekrutacja czasowa) wraz ze wzrostem siły skurczu mięśnia (Arabadzhiw i wsp., 2010). Proces rekrutacji jednostek ruchowych z kolejno włączającymi się jednostkami typu S, FR i FF jak i wzrost częstotliwości wyładowań w trakcie maksymalnego skurczu mięśnia a następnie ich derekrutację w rozkurczu w normie (A) i patologii (B) przedstawia rycina 1.



Rycina 1. Obraz maksymalnego skurczu mięśnia piszczelowego przedniego, rejestracje elektrodą powierzchniową A – prawidłowa rekrutacja i derekrutacja jednostek ruchowych w mięśniu zdrowym. B- nieprawidłowa derekrutacja jednostek ruchowych w mięśniu objętym procesem neurogennym (Materiał własny).

Objawy chorób nerwowo-mięśniowych istotnie zależą od poziomu i stopnia nasilenia uszkodzenia jednostki ruchowej (zanik mięśni, grup mięśniowych, niedowład, brak odruchów lub ich osłabienie, wiotkość). Ma to swoje odzwierciedlenie w zmianach parametrów pojedynczych potencjałów czynnościowych jednostek ruchowych oraz w obrazie czynności jednostek motorycznych podczas maksymalnego wysiłku mięśnia. Nieprawidłowości mogą występować również w zapisie spoczynkowym mięśnia (Merletti i Parker, 2004; Hausmanowa-Petrusewicz, 1986). Przyjęty podział chorób nerwowo-mięśniowych wyróżnia (Hausmanowa-Petrusewicz, 1997, 1993):

- choroby neuronu ruchowego (w elektromiografii obserwuje się tzw. zapisy neurogenne)
 - uszkodzenie na poziomie komórki rogu przedniego rdzenia kręgowego (np.: stwardnienie boczne zanikowe –SLA, zanik rdzeniowy mięśni);
 - uszkodzenie obwodowe na poziomie nerwu (przyczyny uszkodzenia: mechaniczne, w przebiegu zaburzeń hormonalnych, metaboliczne, genetyczne, toksyczne, zapalne);
- zaburzenia transmisji na poziomie synapsy nerwowo-mięśniowej
 - miastenia
 - zespoły miasteniczne
- choroby pierwotnie mięśniowe (w obrazie elektromiograficznym występują cechy tzw. „zapisu miogenego”)
 - dystrofie
 - zespoły miotoniczne
 - miotonie
 - miopatie

1. 2. 1. Metody wyznaczania liczby jednostek ruchowych mięśnia

Istnieje kilka metod oszacowania liczby czynnych jednostek ruchowych mięśnia w oparciu o badania neurofizjologii klinicznej (MUNE – ang. „motor unit number estimation”). Jedną z nich opracowaną przez McComasa polega na wyznaczeniu parametrów amplitudy i pola powierzchni CMAP (odpowiedzi M w badaniu elektroneurograficznym) w następstwie supramaksymalnej stymulacji włókien ruchowych nerwu zaopatrującego badany mięsień. Taka stymulacja wywołuje skurcz wszystkich pobudzonych jednostek ruchowych. Zmierzone wartości dzieli się przez wartość amplitudy lub odpowiednio pola powierzchni

potencjału czynnościowego jednej jednostki ruchowej. Potencjał czynnościowy jednej jednostki ruchowej wyznaczany jest jako średnia wartość co najmniej dziesięciu potencjałów powstałych w efekcie stymulacji podprogowej nerwu (Grottel i Celichowski, 2000; Mc Comas, 1991; Stålberg i Falck, 1996). Metoda jest w pełni nieinwazyjna, dlatego często w krajach Ameryki zastępuje standardowe badanie eEMG w szczególności w monitorowaniu chorych na stwardnienie zanikowe boczne. Pozwala na szacunkowe wyznaczenie liczby czynnych jednostek ruchowych, a tym samym na określenie stopnia uszkodzenia mięśnia (Kopeć, 2008).

Alternatywną, nieinwazyjną metodą ustalenia liczby jednostek ruchowych jest tzw. „technika przyrostowa”. Rejestruje się wówczas odpowiedzi M badanego mięśnia podczas stopniowo narastającego bodźca stymulacyjnego (rzędu 0,1 mA), począwszy od odpowiedzi podprogowej do supramaksymalnej. Każdy przyrost amplitudy potencjału odzwierciedla przekroczenie progu dla pobudzenia kolejnych aksonów jednostek ruchowych (Reaz i wsp., 2006; Grottel i Celichowski, 2000). Liczba skokowych przyrostów pozostaje w zależności z liczbą czynnych jednostek ruchowych mięśnia. Ostateczny rezultat można otrzymać dzieląc amplitudę lub powierzchnię maksymalnej fali M przez medianę (średnią wartość) przyrostów amplitudy/pola powierzchni kolejnych odpowiedzi.

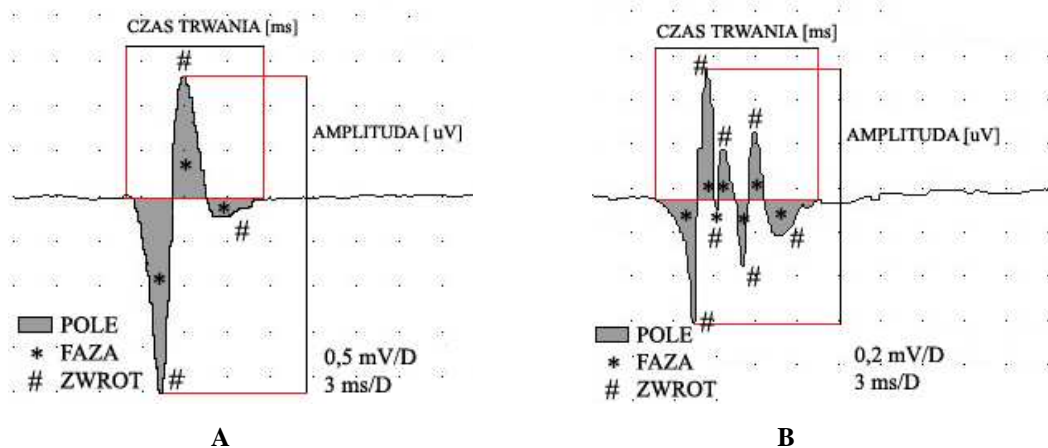
W praktyce badawczej stosowane są ponadto metody szacowania liczby jednostek ruchowych metodą „spike triggered averaging” (średniej wyzwolonej iglicą). Wykorzystuje jednoczesną rejestrację elektrodą igłową i powierzchniową przy wyzwaniu potencjałem (iglicą) zapisu eEMG podczas niewielkiego skurczu izometrycznego badanego mięśnia (Boe i wsp., 2004; Kakuda 1991). Specjalne algorytmy dekompozycji wykrywają pojedynczy potencjał JR (eEMG) co pozwala na wyekstrahowanie z zapisu globalnego korespondujących potencjałów jednostek ruchowych (Farina i wsp., 2002a). Maksymalna wartość amplitudy fali M powstająca w następstwie stymulacji włókien ruchowych nerwu podzielona zostaje przez średnią wartość amplitud potencjałów jednostek ruchowych rejestracji gEMG (Reaz i wsp., 2006). Opracowana została także metoda MUNE oparta na ocenie fali F oraz z wykorzystaniem powierzchniowej multielektrody (Sun i wsp., 1999). Sposoby wyznaczania liczby JR nie są powszechnie zaakceptowane, duże rozbieżności w wynikach budzą zastrzeżenia metodyczne.

1. 3. Analiza jakościowa i ilościowa badania elektromiograficznego, etapy badania

Nowy wymiar analizy czynności jednostki ruchowej w oparciu o rejestrację potencjałów zapoczątkował Fritz Buchtal w latach czterdziestych XX wieku. Manualna ocena

ilościowa dwudziestu PCJR zaproponowana przez Buchtała chociaż bardzo prosta w porównaniu do stosowanych obecnie, umożliwiła różnicowanie schorzeń pomiędzy uszkodzeniem pierwotnie mięśniowym a neurogennym (Pattichis i wsp., 1999). Aktualnie stosuje się półautomatyczne metody analizy zapisów elektromiograficznych między innymi Multi-MUP (opracowana przez Stålberga, 1995) oraz MMA (autorstwa Nandedkara i wsp. 1995).

Potencjał czynnościowy jednostki ruchowej jest charakteryzowany na podstawie wartości amplitudy, czasu trwania, pola powierzchni, liczby faz i zwrotów, a także na podstawie parametrów złożonych takich jak wskaźnik wielkość jednostki (SI, Size Index) lub wskaźnik nieregularności (IR) (rycina 2). Warto podkreślić, że w naukach biologicznych wychylenie sygnału ku górze od linii izoelektrycznej przyjęto jako ujemne (polaryzacja ujemna), a wychylenie w dół odpowiada polaryzacji dodatniej. Amplituda PCJR wyznaczana w mikrowoltach (μV) jest różnicą między najwyższym a najniższym szczytem (wychyleniem) potencjału (tak zwany pomiar „peak to peak”). Czas trwania (długość potencjału w ms) jest mierzony od pierwszego wychylenia potencjału do miejsca przecięcia linii izoelektrycznej przez fazę końcową (zwykle przy czułości $100 \mu\text{V}/\text{cm}$ i podstawie czasu $10 \text{ ms}/\text{cm}$). Liczbę faz określa ilość odchyłeń krzywej potencjału od linii izoelektrycznej. W warunkach prawidłowych rejestrowane potencjały są potencjały 2 lub 3 fazowe, rzadko 4- fazowe.



Rycina 2. Przykłady potencjałów jednostek ruchowych (MUPs) i ich parametry: A- amplituda $3512 \mu\text{V}$, czas trwania $9,60 \text{ ms}$; 3 fazy; 3 zwroty; B - amplituda $1153 \mu\text{V}$, czas trwania $11,8 \text{ ms}$; 7 faz; 7 zwrotów (Materiał własny).

Powierzchnia jest mierzona jako obszar wewnątrz całego kształtu potencjału (rycina 2) (Lehmann i Ritchie, 1987; Stålberg i Falck B. 1993; Kopeć, 2008). Wskaźnik wielkości jednostki SI wyrażający liczbę włókien mięśniowych w obszarze odbioru elektrody obliczany jest według wzoru, który w zależności od stosowanego programu diagnostycznego jest

nieznacznie modyfikowany (Stålberg i wsp., 1996). W systemie Keypoint, będącym obecnie światowym standardem (tworzonym zresztą przy współudziale Stålberga i Falcka) wykorzystanym przy zbieraniu materiału do celów niniejszej pracy przyjmuje on postać:

$$SI = 2 \log_{10} (\text{Amplituda}) + (\text{Pole} / \text{Amplituda}) - 6$$

Na podstawie minimum 20 zebranych potencjałów wyznaczone zostają statystyki podstawowe wyżej wymienionych parametrów oraz procent potencjałów wielofazowych (powyżej 4 faz; więcej niż 20% potencjałów wielofazowych spośród zarejestrowanych wskazuje na tzw. „polifazję”). Dla każdego mięśnia istnieją ogólnie przyjęte normy średnich wartości parametrów PCJR oraz górnych i dolnych zakresów normy dla czułości na poziomie 95% ufności statystycznej, oszacowane w badaniu osób zdrowych w różnych przedziałach wiekowych. Metoda MultiMUP (dostępna w systemie Keypoint) zawiera procedury: identyfikacji PCJR (amplituda powyżej 30 μV , stromość narastającego zbocza powyżej 30 $\mu\text{V}/0,1$ ms; różnica czasu między PCJR większa niż 2,5 ms), klasyfikacji (poprzez dopasowanie szablonów kształtu potencjałów ang. „template matching”), uśredniania powtarzających się PCJR (Stålberg i wsp., 1995; Stålberg i wsp., 1996; Katsis i wsp., 2006).

Badanie elektromiograficzne z zastosowaniem elektrody igłowej oprócz analizy potencjałów czynnościowych jednostek ruchowych w trakcie umiarkowanego wysiłku należy uzupełnić o analizę zapisu podczas maksymalnego skurczu mięśnia przeciw oporowi, (trwającego około 5 sekund. Powinna to poprzedzić także obserwacja ewentualnej czynności spontanicznej JR podczas pełnej relaksacji mięśnia. Rejestracje otrzymane w czasie trwania maksymalnej czynności dowolnej mięśnia najczęściej oceniane są metodą opracowaną przez Willsona (1964) na podstawie liczby zwrotów oraz średniej wartości amplitudy mierzonej między kolejnymi zwrotami. Zwrot oznacza zmianę kierunku analizowanego sygnału większą niż 100 μV . Inną metodą oceny zapisu wysiłkowego eEMG mniej zależną od siły skurczu mięśnia jest zastosowana przez Stålberga zależność liczby zwrotów na sekundę wybranych 20-30 fragmentów rejestracji do średniej zmiany wartości amplitudy (obszar normy nazwany został „chmurką Stålberga”, rycina 3) (Sanders i wsp, 1996). Jeżeli podczas analizy co najmniej dwa punkty odłożone na wykresie znajdują się w obszarze powyżej chmurki uznaje się, że zapis odpowiada uszkodzeniu neurogennemu mięśnia. Analogicznie, co najmniej dwa punkty analizy poniżej obszaru chmurki, klasyfikują zapis jako miogenny. Znacznie rzadziej w analizie ilościowej eEMG maksymalnej czynności mięśnia stosuje się parametry takie jak: liczba krótkich segmentów (NSS-wskaźnik związany z kształtem potencjałów rekrutujących jednostek ruchowych), aktywność (czas aktywności sygnału EMG wyrażony w procentach),

obwiednia sygnału (ang. „envelope” –średnia amplituda sygnału po odrzuceniu wartości szczytowych) (Anders i wsp., 1996; Sanders i wsp., 1996; Finsterer, 2001).

Przyjmuje się również za właściwą analizę wzrokową (opisową) otrzymanych rejestracji przy czułości 1 mV/działkę i podstawie czasu 100 ms. Zgodnie ze wzrostem liczby czynnych jednostek ruchowych i częstotliwości ich rekrutacji podczas skurczu mięśnia wyróżniamy zapisy: prosty, pośredni-ubogi, pośredni, pośredni-bogaty, interferencyjny oraz obserwowany w chorobach pierwotnie mięśniowych zapis patologicznej interferencji (rycina 3). Podczas gradacji siły skurczu mięśnia badający może obserwować kolejność włączania się jednostek ruchowych i wygaszania ich czynności (Broman i wsp., 1985).

Ocena czynności spoczynkowej mięśnia ogranicza się do analizy wzrokowej zapisów, ewentualnie identyfikacji charakterystycznych dźwięków generowanych przez obserwowane potencjały, słyszanych w głośniku rejestratora. W mięśniu zdrowym występuje tzw. cisza elektryczna, chociaż w stanie fizjologicznym można również obserwować wyładowania w postaci potencjałów wkłucia (ang. „insertion activity”) lub potencjałów płytki nerwowo-mięśniowej (ang. „end-plate potentials”), a niekiedy także tzw. łagodne fibrylacje. Fibrylacje (ang. „fibrillations”) i dodatnie potencjały odnerwienia (ang. „positive denervation potentials”), są spontanicznymi wyładowaniami pojedynczego lub kilku włókien mięśniowych charakterystycznymi szczególnie dla neuropatii aksonalnych. Procesy przewlekłe neurogenne charakteryzuje obecność ciągów rzekomomiotonicznych (ang. „pseudomyotonic discharges”) (obserwowanych również w procesach miogennych) i fascykulacji (ang. „fasciculations”). Tabela 2 zawiera charakterystykę poszczególnych typów czynności spoczynkowej mięśnia występującej w stanach patologicznych i fizjologicznych. Przedstawiony schemat badania eEMG i analiza uzyskanych zapisów jest powszechnie stosowana w pracowniach elektromiograficznych na całym świecie. W polskich pracowniach neurofizjologicznych rekomendacje diagnostyczne ustaliło Polskie Towarzystwo Neurofizjologii Klinicznej (Bogucki i wsp., 2001).

W analizie gEMG podczas maksymalnego wysiłku składowe częstotliwościowe sygnału można wyodrębnić za pomocą szybkiej transformaty Fouriera (FFT) (Pattichis i wsp., 1999). Na jej podstawie wyznaczane jest widmo częstotliwościowe i jego parametry takie jak: średnia częstotliwość, częstotliwość medianowa czy całkowita moc sygnału oraz moc szczytowa (Hermens i wsp., 1992). Analiza gEMG w dziedzinie częstotliwości jest wykorzystywana w badaniach męczliwości mięśni podczas skurczu izometrycznego. Postać pojedynczych potencjałów jednostek ruchowych wpływa na kształt widma częstotliwości, globalnej czynności EMG, co umożliwia różnicowanie mięśnia uszkodzonego od zdrowego

(Suzuki i wsp., 2002). Zakres pasma częstotliwości sygnału gEMG zawiera się w przedziale od 10 do 400 Hz, sygnału eEMG między 10-1000 Hz (Błaszczuk, 2004, Merletti i wsp., 2001a,c; De Luca, 1997). Analiza gęstości widma mocy gEMG zapoczątkowana w latach siedemdziesiątych pozwoliła na wydzielenie z zapisu informacji dotyczącej czynności pojedynczej jednostki ruchowej (Hausmanowa Petrusiewicz, 1986). Liczba przejść przez zero (linię izoelektryczną) w jednostce czasu, liczba zmian kierunku sygnału, wartości amplitudy średniokwadratowej (RMS- ang. root mean square), średnia napięcia wyprostowanego (ARV- average rectified value) lub wartość zintegrowanego sygnału elektromiograficznego są użytecznymi parametrami oceny ilościowej gEMG w dziedzinie czasu (Farina i wsp., 2002a; Farina i wsp., 2004; Pattichis i wsp., 1999). RMS i wartość zintegrowana sygnału są parametrami zależnymi od liczby, stopnia aktywności i rozkładu przestrzennego jednostek ruchowych (Kallenberg i Hermens, 2006; Christie i wsp., 2009). Analogicznie jak w badaniach elektromiografii igłowej powszechna jest ocena opisowa zapisów wysiłkowych oparta na parametrach średniej wartości amplitudy oraz gęstości sygnału, a także ocena gradacji siły skurczu.

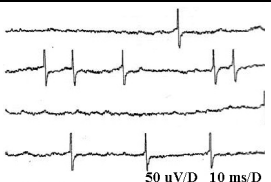
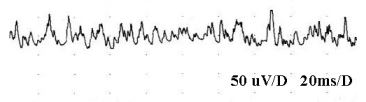
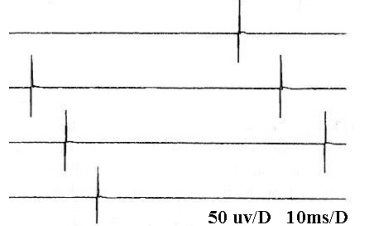
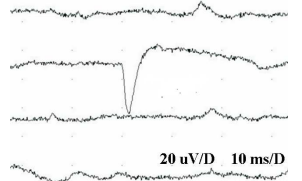
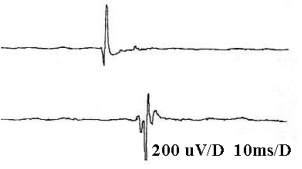
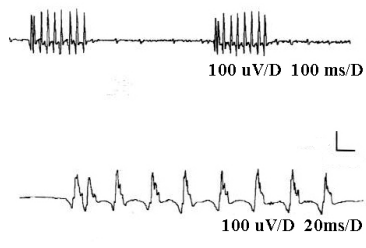
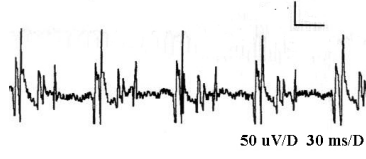
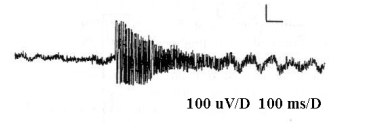
Możliwość detekcji czynności spontanicznej w gEMG nie została szerzej przebadana. W pracy Hogrela (2005) pojawia się jedynie informacja dotycząca możliwości powierzchniowej rejestracji fascykulacji w niektórych neuropatiach. Na podstawie obserwacji dwóch oddzielnych zespołów badawczych stwierdzono, że gEMG jest metodą efektywniejszą niż eEMG w wykrywaniu fascykulacji, jednakże może to wynikać z długości trwania przeprowadzanych testów (ponad 20 minut). Niemniej jednak, uważa się że zdolność rejestracji czynności spontanicznej poprzez elektrody naskórne jest wątpliwa.

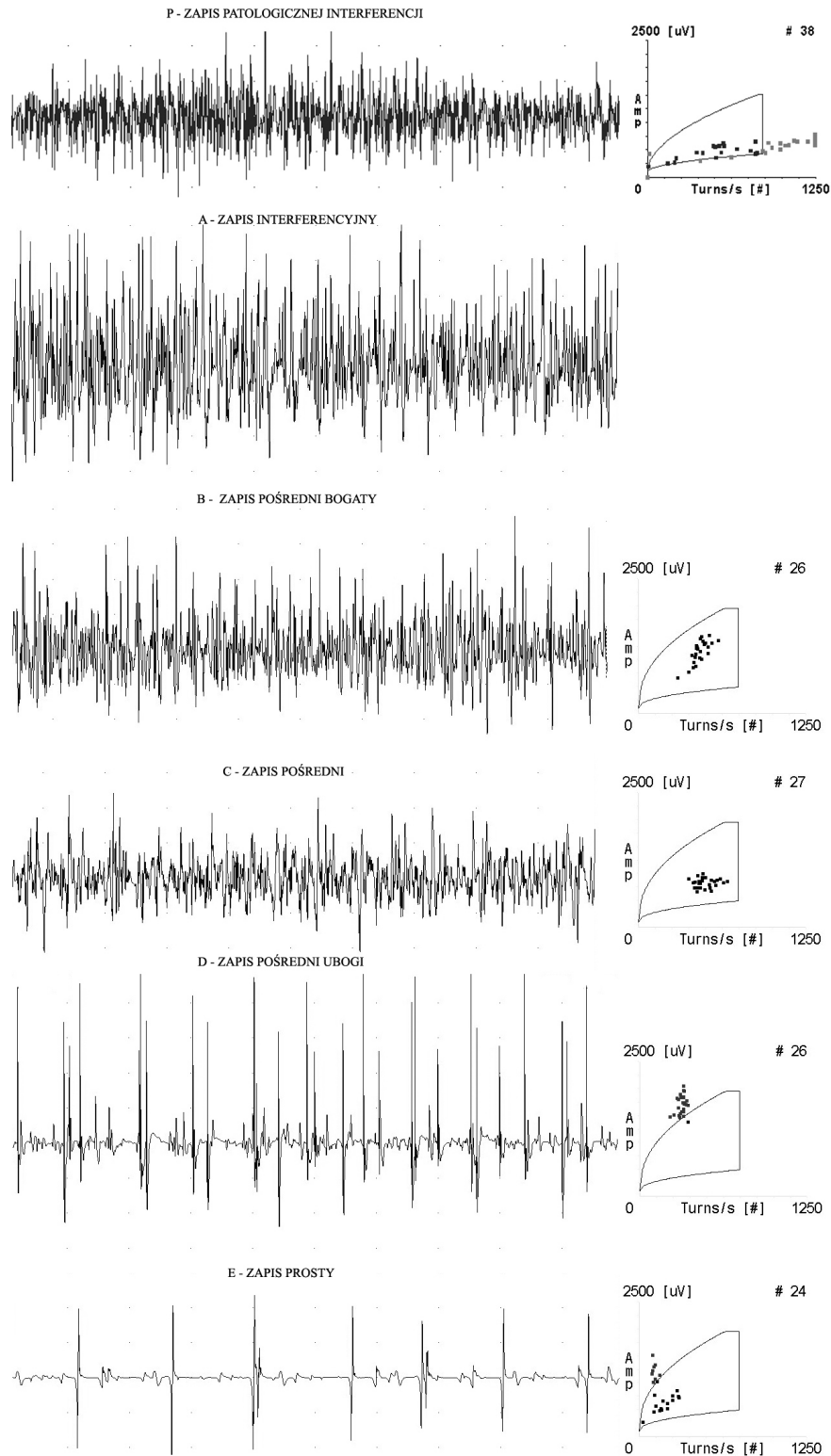
W tabeli 1 poniżej zestawiono porównanie możliwości i zastosowania obu omawianych metod elektromiograficznych.

Tabela 1. Porównanie możliwości analizy elektromiografii powierzchniowej gEMG i igłowej eEMG (zmodyfikowane według Zwarts i wsp., 2000).

	eEMG	gEMG
Liczba mięśni możliwych do zbadania	bardzo duża	ograniczona
Czas badania	krótki	bez ograniczeń
Dyskomfort podczas badania	umiarkowany/znaczący	brak
Detekcja czynności spontanicznej	+	ograniczona/ -
Określenie liczby jednostek ruchowych	+	+
Wyznaczenie amplitudy PCJR	+	+
Przewodzenie włókien mięśniowych	-	+
Wyznaczenie strefy płytek mięśnia	-	+
Badanie męczliwości mięśnia	-	+

Tabela 2. Charakterystyka wyładowań spoczynkowych (rejestracja elektrodą igłową koncentryczną) (tekst: zmodyfikowane za Emeryk Szajewska, 2008; Hausmanowa-Petrusewicz, 1980; ryciny: Preston i Shapiro, 2005).

Potencjały	Charakter	Przyczyna, miejsce generacji	Obraz
Potencjały wklucia	Czas trwania: 0,5-2 ms Amplituda: 100-200 μ V Wyładowania przypominające fibrylacje	Powstają przy wkluciu /ruchach elektrody w mięśniu w wyniku podrażnienia włókna nerwowego lub mięśnia (mogą występować w mięśniu zdrowym lub stanach patologicznych)	 50 μ V/D 10 ms/D
Potencjały szumu płytki (potencjały miniaturowe płytki)	Czas trwania 0,5-2 ms Amplituda 20-100 μ V Wyładowania miniaturowe, jednofazowe, negatywne, niskoamplitudowe	Potencjały powstające w okolicy płytki nerwowo-mięśniowej	 50 μ V/D 20ms/D
Potencjały fibrylacyjne	Czas trwania: 1-5 ms Amplituda: 20-1500 μ V Częstotliwość: 2-20 Hz Fazy: 2-3 (pierwsza faza dodatnia – w odbiorze poza obszarem płytki końcowej) Regularne (typowe): 1-30/s, średnio 13/s. Nieregularne (sporadyczne): 0,1-25/s Nasilają się pod wpływem ogrzania mięśnia, stymulacji mechanicznej i elektrycznej	Potencjał czynnościowy pojedynczego odnerwionego włókna mięśniowego. Obraz nieregularny pochodzi z wielu włókien mięśniowych; Obecność w mięśniach kończyn 15-18 dni po odnerwieniu, w mięśniach przykręgosłupowych około 12 dnia po odnerwieniu.	 50 μ V/D 10ms/D
Dodatnie fale ostre	Czas trwania: 10-100 ms Amplituda: 20-4000 μ V Częstotliwość: 2-50 Hz Fazy: 2, wstępna faza dodatnia, kolejna faza ujemna o długim czasie trwania i niższej amplitudzie	Potencjał czynnościowy pojedynczego odnerwionego włókna mięśniowego lub kilku włókien powstający w obszarze miejscowego uszkodzenia błony mięśniowej.	 20 μ V/D 10 ms/D
Potencjały fasykulacyjne	Proste lub złożone. Występują przypadkowo i nieregularnie. Obszar zbliżony do obszaru jednostki ruchowej	Wyładowania grup włókien mięśniowych należących do tej samej jednostki ruchowej. Mogą być generowane na każdym poziomie JR.	 200 μ V/D 10ms/D
Wyładowania miokimiczne (miokimie)	Salwowe – grup potencjałów JR –dublety, triplety, multiplety; częstotliwość 5-60 Hz, trwające 100-900 ms, nieregularne, pojawiające się co 100ms-10s Ciągłe rytmiczne –pojedyncze lub podwójne, wyładowanie jednej lub wielu JR, pojawiające się co 100-200ms Nasilają się pod wpływem wysiłku dowolnego	Miejsce generacji : jeden lub wiele obszarów JR.	 100 μ V/D 100 ms/D 100 μ V/D 20ms/D
Ciągi rzekomiotoniczne (pseudomotoniczne zespoły wyładowań repetetywnych)	Amplituda 50-1000 μ V Czas trwania: powyżej 50 ms, Częstotliwość: 5-20 Hz (nawet 150 Hz). Od 3-10 składowych, Ciąg utrzymuje stałą amplitudę, kształt, częstotliwość, rozpoczynają i kończą się nagle	Ciągi potencjałów grup włókien mięśniowych powstających z dużą częstotliwością prawie synchronicznie (na skutek pobudzenia efaptycznego).	 50 μ V/D 30 ms/D
Ciągi miotoniczne	Ciągi o dużej częstotliwości do 150 Hz, o rosnącej częstotliwości i amplitudzie w miarę trwania ciągu ,następnie o w/w parametrach malejących. Składowe ciągu na ogół dwufazowe.	Powstaje na skutek rytmicznej depolaryzacji włókien mięśniowych. Może być wywołany wkluciem elektrody, bodźcem mechanicznym lub występuje w następstwie czynności dowolnej	 100 μ V/D 100 ms/D



Rycina 3. Przykłady oceny wzrokowej i ilościowej (chmurka Stålberga) zapisu eEMG odprowadzanego przy maksymalnym skurczu mięśnia (A, B, C, D, E – zapisy z mięśnia piszczelowego przedniego, P- zapis z mięśnia obszernego uda bocznego. P- zapis patologicznej interferencji; A- zapis interferencyjny, B- zapis pośredni bogaty, C –zapis pośredni; D - zapis pośredni ubogi; E -zapis prosty (podstawa czasu 100 ms/D; wzmacnienie 1 mV/D) (Materiał własny).

1. 4. Czynniki wpływające na zapis elektromiograficzny

Istnieje wiele czynników fizycznych i fizjologicznych wywierających wpływ na jakość i parametry rejestracji elektromiograficznych zwłaszcza tych odprowadzanych za pomocą elektrod powierzchniowych. W gEMG standardowo używane są odprowadzenia dwubiegunowe. Istotne oddziaływanie na zapis gEMG ma rozmiar elektrod, ich kształt, a także odległość między elektrodami. Ważną rolę odgrywa umiejscowienie elektrody czynnej nad strefą maksymalnej koncentracji jednostek ruchowych (Merletti i wsp., 2001a; Farina i wsp., 2002b; Reaz i wsp., 2006; Sacco i wsp., 2009). Elektroda uziemiająca w postaci opaski lub metalowej płytki umieszczana zazwyczaj na badanej kończynie jest zerowym punktem odniesienia dla wzmacniaczy i zapobiega występowaniu zakłóceń z pola elektrycznego (Kinalski, 2008). Nie bez znaczenia pozostaje konfiguracja elektrod odbiorczych w stosunku do przebiegu włókien mięśniowych, umieszczanych wzdłużnie. W celu zmniejszenia impedancji styku elektrody ze skórą, która nie powinna przekraczać wartości 5 k Ω , stosuje się żele (pasty elektrolityczne) lub elektrody żelowane oraz pasty do ścierania zewnętrznej warstwy naskórka. Te zabiegi pozwalają na utrzymanie stałego potencjału kontaktowego, co jest bardzo ważne w pomiarach długotrwałych (Kinalski, 2008).

W elektromiografii igłowej zasadnicze znaczenie ma wielkość powierzchni czynnej elektrody i odległość czubka elektrody od źródła potencjału. Elektrode igłową należy wkłuwać prostopadle do przebiegu włókien badanego mięśnia.

Istotny wpływ na jakość rejestracji elektromiograficznych powierzchniowych ma czynność jednostek ruchowych sąsiednich tkanek pobudliwych odpowiedzialna za powstanie tzw. „przesłuchu” –(ang. „cross talk”) (Farina i wsp., 2004). Metodą eliminacji efektu przesłuchu jest zastosowanie podwójnie różnicowej techniki odbioru (3 elektrody odbiorcze) (De Luca, 1997, Merletti i wsp., 2001c; Türker, 1993). W pewnym stopniu poziom przesłuchu można kontrolować poprzez zmianę rozmiaru i konfiguracji elektrod (Błaszczuk, 2004).

Wzrost grubość tkanki tłuszczowej powoduje zwiększenie tłumienia, co wyraża się zmniejszeniem amplitudy rejestrowanego sygnału. Temperatura powierzchni skóry około 34 °C (37°C wewnątrz mięśnia) jest optymalną w trakcie badania dla zachowania prawidłowych parametrów fizjologicznej czynności jednostek ruchowych. Obniżenie temperatury powoduje zwolnienie prędkości przewodzenia pobudzenia we włóknach mięśniowych, wzrost średnich wartości: amplitudy PCJR, wydłużenie czasu trwania (9%/°C przy temperaturze między 22 a 30°C) i wzrost polifazji do 25% przy temp 29°C. Te zmiany są dostrzegane w analizie eEMG, tak jak redukcja częstotliwości zapisu elektromiografii powierzchniowej oraz obniżenie wartości RMS sygnału gEMG (Buchthal, 1991; Holeyijn

i Heus, 1992; Winkel i Jorgensen, 1991). Nie należy zapominać o dodatniej korelacji, która występuje między wiekiem a wartością czasu trwania PCJR, widoczna już u pacjentów po mniej więcej trzydziestym roku życia (Yerdelen i wsp., 2006).

Bez wątplenia więcej trudności w otrzymaniu optymalnych warunków rejestracji przysparza badanie elektromiografii powierzchniowej. Doświadczenie i umiejętności osoby wykonującej badanie mają kluczowe znaczenie na jakość zapisów elektromiograficznych. Metoda badania powinna być spójna i jednakowa w każdej procedurze pomiaru, tak aby maksymalnie wyeliminować wpływ czynników zewnętrznych na zapis.

1. 4. 1. Obraz elektromiograficzny w procesach neurogennych i miogennych.

Czynniki fizjologiczne, które w dużej mierze oddziałują na parametry badania EMG to typ i poziom skurczu wpływające na stopień rekrutacji i synchronizacji jednostek ruchowych, liczba czynnych jednostek ruchowych i udział procentowy poszczególnych typów JR. Ponadto częstotliwość rekrutacji JR zależną od wyładowań na poziomie ośrodka ruchowego jak i prędkość przewodzenia impulsu we włóknach mięśniowych oraz średnica włókien mięśniowych (Merletti i wsp., 2001c; Merletti i Parker, 2004). Parametry potencjału czynnościowego jednostki ruchowej (włókna mięśniowego) rejestrowanego w badaniu czynności dowolnej (eEMG) są zależne od zmian w strukturze mięśnia. Stwierdzono proporcjonalną zależność między średnicą włókna mięśniowego a wartością amplitudy PCJR. Jednakże czas trwania potencjału jest tym krótszy im średnica włókien mięśniowych jest większa (Buchtał i Schmalbruch, 1980; Oh, 1988).

Skrócenie czasu trwania potencjału JR poniżej granicy normy dla danego mięśnia, jest związane z zanikiem włókien mięśniowych. Natomiast wydłużenie czasu trwania potencjału oraz wzrost wartości amplitudy są wykładnikami postępującej reinerwacji obocznej, co prowadzi do wzrostu obszaru czynnych jednostek ruchowych.

W zaniku neurogennym mięśnia dochodzi do wypadnięcia czynności określonej puli jednostek ruchowych i przesterowania czynności pozostałych jednostek motorycznych. W procesie reinerwacji komórka tworzy nowe odgałęzienia aksonów zaopatrując część odnerwionych włókien mięśniowych (Hausmanowa-Petrusewicz, 1993). Uszkodzenie na poziomie mięśnia powoduje zanik lub wypadnięcie części włókien mięśniowych, natomiast liczba neuronów ruchowych pozostaje niezmienną (Stålberg i wsp., 1996). Schematycznie przedstawione zmiany strukturalne jednostek ruchowych mięśnia zawiera rycina 4.

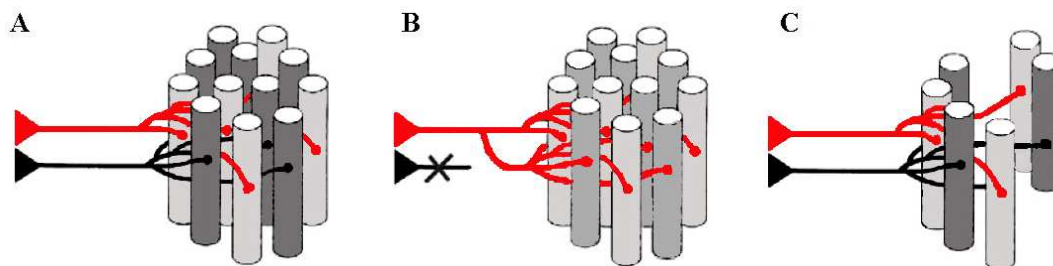
W przewlekłych procesach neurogennych znamienne jest zwiększenie wartości amplitudy PCJR, wydłużenie czasu trwania, wzrost pola powierzchni rejestrowanych

potencjałów, a także zwiększenie odsetka potencjałów wielofazowych (powyżej 4 faz). Niemniej jednak taki obraz w postaci zwiększonej amplitudy PCJR i zwiększonej polifazji jest obecny również w przewlekłej miopatii (Szmidt-Sałkowska i Rowińska –Marcinińska, 2004).

Cechami zaniku neurogennego jest występowanie fibrylacji i dodatnich fal ostrych w zapisie spoczynkowym EMG. W zależności od stopnia uszkodzenia, czasu odnerwienia i lokalizacji zmieniają się parametry PCJR. Obraz pseudomiopatyczny w procesie neurogennym, którego symptomem jest skrócenie czasu trwania PCJR jest możliwy do obserwacji w początkowym stadium kiedy liczba aktywnych jednostek ruchowych często pozostaje niezmienną (Hausmanowa-Petrusewicz, 1972). Zapis wysiłkowy rejestrowany podczas maksymalnej czynności mięśnia jest pośredni, pośredni-ubogi lub prosty. Spadek częstotliwości zapisu jest bezpośrednią konsekwencją wypadnięcia czynności części jednostek ruchowych i obserwowany jest zarówno w gEMG jak i eEMG (Stålberg i wsp., 1995; Stålberg i Falck, 1997) (tabela 3).

W procesach tzw. rdzeniowych zmiany parametrów PCJR pod postacią zwiększenia amplitudy, wskaźnika wielkości jednostki SI i wydłużenia czasu trwania oraz zwiększenia amplitudy zapisu podczas maksymalnego wysiłku są bardziej spektakularne (Hausmanowa-Petrusewicz, 1986; 1993). Obecność fascykulacji jest częsta w uszkodzeniach rogów przednich rdzenia.

W chorobach pierwotnie mięśniowych obraz elektromiograficzny często jest trudny do interpretacji. Jednym z kryteriów miopatii jest zmniejszenie amplitudy i skrócenie czasu trwania potencjałów jednostek ruchowych oraz wzrost polifazji (Stålberg i wsp., 1996). Wielofazowość często jest pierwszą oznaką miopatii. Charakterystycznym jest występowanie tzw. patologicznej interferencji podczas badania rekrutacji JR w trakcie maksymalnego skurczu mięśnia (niewspółmierny wzrost częstotliwości rekrutujących jednostek ruchowych do wielkości skurczu). W bardzo zaawansowanych procesach miogennych dochodzi do zubożenia zapisu wysiłkowego. Stwierdza się obecność wielofazowych potencjałów jednostek ruchowych o zwiększonej amplitudzie i wydłużonym czasie trwania oraz obecność wyładowań spoczynkowych w postaci fibrylacji (Buchthal, 1991; Stålberg i wsp., 1996).



Rycina 4. A-Struktura prawidłowo unerwionych jednostek ruchowych mięśnia, B-Schemat uszkodzenia neurogennego mięśnia, C-Schemat uszkodzenia miogennego mięśnia.

Tabela 3. Zależności między zmianami parametrów PCJR, a zmianami anatomicznymi mięśnia (zmodyfikowane według Hausmanowa Petruszewicz, 1986; Stålberg i wsp., 1996).

		Parametr PCJR			
		Amplituda	Czas trwania	Pole powierzchni	Liczba faz
Rozpatrywane czynniki wpływające na wynik		Odległość powierzchni czynnej elektrody od generatora potencjału; Liczba włókien mięśniowych w sąsiedztwie elektrody; Synchronizacja wyładowań potencjałów włókien mięśniowych; Średnica włókien mięśniowych; Rodzaj elektrody	Rozrzut strefy płytek w obrębie JR; Opóźnienie na styku nerwowo-mięśniowym; Szybkość przewodzenia presynaptycznych odgałęzień aksonów; Szybkość przewodzenia włókien mięśniowych; Liczba włókien mięśniowych; Rodzaj elektrody		Synchronizacja wyładowań potencjałów włókien mięśniowych; Liczba włókien mięśniowych w sąsiedztwie elektrody;
Zmiana parametru w odniesieniu do normy	wzrost	Zwiększenie gęstości włókien mięśniowych (liczby) w jednostce (reinerwacja)	Czynna lub dokonana reinerwacja	Czynna lub dokonana reinerwacja	Zmiany szybkości przewodzenia pobudzenia; Czynna lub dokonana reinerwacja (wpływ nieznaczny) Zwiększona dyspersja czasowa i przestrzenna PC pojedynczych włókien mięśniowych (np. w miopatiach); Wolne przewodzenie w niedojrzałych zakończeniach nerwowych; Rozrost tkanki łącznej przedzielającej czynne elementy mięśniowe; Wypadnięcie włókien mięśniowych; Różnorodność średnic włókien mięśniowych Wzrost obszaru rozmieszczenia płytek nerwowo-mięśniowych;
		Aksonalne uszkodzenie włókna ruchowego (proces podostry lub nieaktywny);	Czynna lub dokonana reinerwacja (wpływ nieznaczny); Zwiększona dyspersja czasowa i przestrzenna PC pojedynczych włókien mięśniowych;		
		Uszkodzenia rogu przedniego rdzenia (wczesne stadia)			
	Proces przewlekłego odnerwienia				
obniżenie (skrócenie)	Zmniejszenie (utrata) liczby włókien mięśniowych;				
	Zmniejszenie gęstości włókien mięśniowych w obszarze unerwienia JR – wczesny obraz uszkodzenia neurogennego (pseudomiopatyczny)				
	Znaczne neurogenne uszkodzenie mięśni (przewaga odnerwienia nad reinerwacją)		Znaczne neurogenne uszkodzenie mięśni (przewaga odnerwienia nad reinerwacją)		
	Obraz miopatyczny – zmniejszenie obszaru jednostki ruchowej, ubytek liczby i mniejsza średnica włókien mięśniowych; blok przewodzenia bodźców we włóknach mięśniowych wewnątrz jednostki ruchowej				

Kryteria swoiste i nieswoiste uszkodzenia neurogennego i miopatycznego przedstawia tabela poniżej (tabela 4). Parametry PCJR mogą nie wykazywać odstępstw od normy, kiedy proces patologiczny obejmuje wyłącznie drugi typ włókien mięśniowych (miopatia posteroïdowa) lub gdy zachowana pozostaje struktura włókien mięśniowych (np. miopatia z zaburzeniami typów metabolicznych włókien mięśniowych) (Rowińska-Marcińska i Szmïdt-Sałkowska, 2004). Metody badañ EMG rzadko s¸ stosowane do r¸znicowania typ¸w miopatii.

Tabela 4. Kryteria swoiste i nieswoiste miopatii i zaniku neurogennego w obrazie eEMG (na podstawie Hausmanowa-Petrusewicz, 1993; Buchthal, 1991).

Kryteria	Zanik neurogenny	Miopatia
swoiste	-wydłuzenie czasu trwania PCJR -zwi¸kszenie obszaru JR -zwi¸kszenie amplitudy -zubożenie zapisu wysiłkowego -zmniejszenie stosunku liczby zwrot¸w do średniej amplitudy między zwrotami (w trakcie czynności 30 % MCV)	-skrócenie czasu trwania PCJR -zmniejszenie obszaru JR -zwi¸kszona interferencja rejestracji wysiłkowych mięśnia znikłego -zwi¸kszenie liczby zwrot¸w -zwi¸kszenie stosunku liczby zwrot¸w do średniej amplitudy między zwrotami (w trakcie czynności 30 % MCV)
nieswoiste	-zwi¸kszenie odsetka potencjał¸w wielofazowych -obecno¸ć czynności spontanicznej w zapisie spoczynkowym (fibrylacji, dodatnich fal ostrych, fascykulacje)	-zwi¸kszenie odsetka potencjał¸w wielofazowych -zmniejszenie amplitudy pojedynczego potencjału -obecno¸ć czynności spontanicznej w zapisie spoczynkowym (fibrylacji, dodatnich fal ostrych, ci¸g¸w rzeكومiomiotonicznych).

Zapis gEMG wysiłkowy mięśnia neurogennego analizowany w dziedzinie częstotliwości odznacza się występowaniem wi¸kszej ilo¸ci składowych niskoczęstotliwościowych w odniesieniu do spektrum czynności mięśnia zdrowego. W procesach miogennych zmienna jest obecno¸ć komponent¸w wysokoczęstotliwościowych (Hogrel, 2005).

1. 5. Badanie elektroneurograficzne

Elektroneurografia jest metod¸ diagnostyczn¸ z zakresu neurofizjologii klinicznej ściśle zwi¸znan¸ z badaniem elektromiograficznym. Umożliwia ocenę przewodnictwa impuls¸w w nerwach obwodowych, zarówno włókien ruchowych jak i czuciowych. Zlokalizowanie miejsca uszkodzenia, rozległo¸ci, jego rodzaju (aksonalne, demielinizacyjne) oraz okre¸lenie dynamiki procesu chorobowego we wł¸knach ruchowych opiera się na ocenie parametr¸w złożonego potencjału mięśniowego (fala M, CMAP) wywołanego w następnstwie przezskórnej stymulacji pnia nerwu prostok¸tnym bodźcem ponadmaksymalnym (czas trwania bodźca ≈ 0,2 ms; natężenie regulowane w zakresie od 0 do 100 mV) (Kimura, 2001). Obecnie najczę¸ciej w elektroneurografii włókien ruchowych stosowane s¸ powierzchniowe elektrody stymuluj¸ce i rejestruj¸ce. Odpowiedź wywołana M jest sum¸ potencjał¸w

czynnościowych wielu pobudzonych jednostek ruchowych zarejestrowana z nad powierzchni badanego mięśnia z zastosowaniem rozmieszczenia elektrod w konwencji brzusiec-ścięgno (Hausmanowa Petrusiewicz I., 1986; Drozdowski, 2008). Kształt fali M w znacznym stopniu zależy od budowy mięśnia, rodzaju i położenia elektrod odbiorczych. Wartość parametru amplitudy odpowiedzi (wyrażonej w mV) przeważnie określa ujemne wychylenie składowej potencjału, rzadziej wielkość amplitudy mierzonej od minimalnego do maksymalnego wychylenia załamków ujemnego i dodatniego. Jej wartość odzwierciedla ilość pobudzonych aksonów. Latencja (mierzona w ms) jest to czas upływający od momentu zadziałania bodźca stymulującego (widocznego w rejestracji jako artefakt) do pojawienia się fali M. Reprezentuje przewodzenie impulsu w samym włóknie nerwowym, opóźnienie na złączu nerwowo-mięśniowym oraz przejście pobudzenia przez włókna mięśniowe. Na przebiegu gałęzi nerwowej, stosuje się stymulację w co najmniej dwóch miejscach. Prędkość przewodzenia impulsu nerwowego na odcinku między punktami stymulacji określa iloraz drogi (odległość między punktami) i czasu przewodzenia (różnica między latencją odpowiedzi z punktu proksymalnego a latencją z punktu dystalnego stymulacji). Oprócz parametrów takich jak amplituda odpowiedzi, latencja końcowa i prędkość przewodzenia znaczenie diagnostyczne mają także: pole odpowiedzi (pole ograniczone przez ujemną fazę potencjału i linię izoelektryczną), dyspersja czasowa odpowiedzi, czas trwania odpowiedzi (zazwyczaj tylko negatywnego wychylenia).

Stymulacja elektryczna nerwu serią bodźców supramaksymalnych pozwala na rejestrację tzw. długolatencyjnej fali F, będącej wyładowaniem zwrotnym motoneuronów w rogach przednich rdzenia (Kimura, 2001; Preston i Shapiro, 2005; Huber, 2006). Procedura badania jest podobna jak przy badaniu fali M włókien ruchowych. Najczęściej oceniana jest najkrótsza latencja fali F spośród wszystkich zarejestrowanych oraz ich frekwencja lub różnica między wartością fali F i M (interlatencja fali F- M).

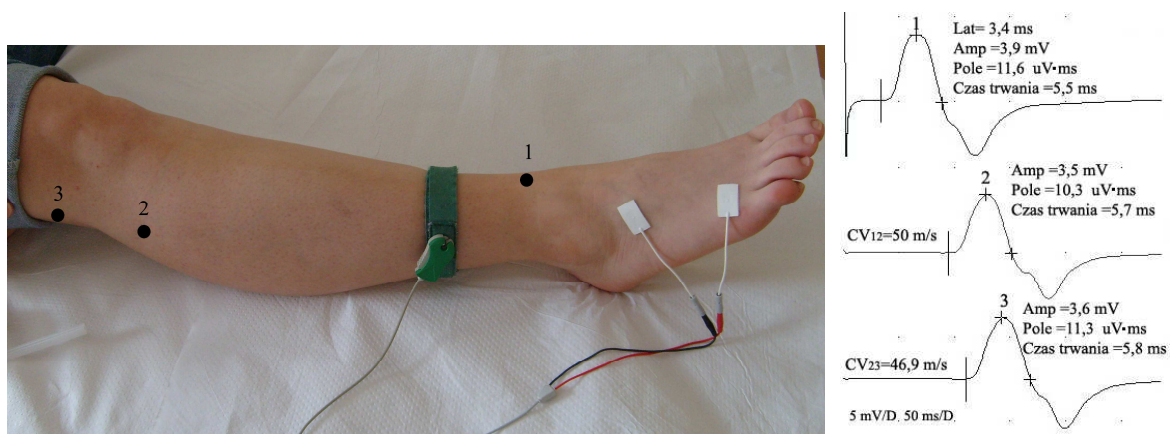
W tej pracy badania przewodzenia włókien czuciowych nie wykonywano, a więc jej opis wykracza poza ramy tego rozdziału.

1.5.1. Metodyka badania elektroneurograficznego włókien ruchowych nerwu strzałkowego

Badanie elektroneurograficzne nerwu strzałkowego najczęściej wykonywane jest w przypadku podejrzenia zespołu uciskowego na przebiegu nerwu (zespół kanału strzałkowego, zespół przedniego kanału stępu, zespół nerwu strzałkowego powierzchownego), w diagnostyce radikulopatii odcinka lędźwiowego, uszkodzenia splotu

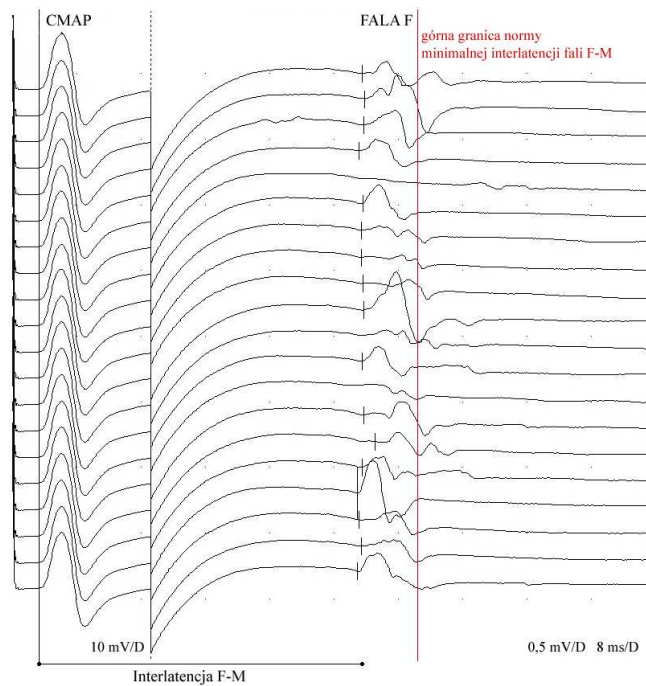
łędźwiowo-krzyżowego oraz polineuropatii, a także w ocenie jego funkcji po złamaniach, urazach (Kochanowicz, 2008).

W badaniu ENG włókien ruchowych nerwu strzałkowego z wykorzystaniem elektrody powierzchniowej fał M rejestruję się z mięśnia prostownika palców krótkiego (elektrodę aktywną umieszcza się na brzuscu mięśnia, elektrodę referencyjną na podstawie palca piątego). Najczęściej stymuluję się nerw w trzech punktach na jego przebiegu, począwszy od punktu dystalnego na wysokości stawu skokowego (pkt. 1, na rycinie rycinie 5; z zachowaniem stałej odległości od elektrody odbiorczej), poprzez okolicę głowy kości strzałkowej (pkt. 2, na rycinie 5) oraz na wysokości dołu podkolanowego (pkt. 3, na rycinie 5). Katodę elektrody stymulującej należy usytuować obwodowo do anody (Lehmann i Ritchie 1987; Stålberg i Falck, 1993; Preston i Shapiro, 2005;). Pomiar latencji, pola powierzchni oraz amplitudy (wychylenia ujemnego) każdej z wywołanych odpowiedzi dokonuje program, prędkości pomiędzy punktami stymulacji obliczane są po wpisaniu odległości zmierzonych między nimi (De Lisa, 1994; Kimura, 2001; Drozdowski, 2008).



Rycina 5. Rozmieszczenie elektrody odbiorczej i stymulującej podczas badania włókien ruchowych nerwu strzałkowego. W prawej części ryciny pokazano przykładowe rejestracje fal M badania prawidłowego (Materiał własny).

W celu przeprowadzenia badania oceniającego przewodzenie włókien ruchowych nerwu strzałkowego w części proksymalnej (fali F) wykonuje się co najmniej dwadzieścia stymulacji nerwu w okolicy stawu skokowego (rycina 5, pkt. 1). Program diagnostyczny automatycznie rozmieszcza kursory dla latencji każdej z otrzymanych fal F, a osoba wykonująca badanie posiada możliwość korekty ich ustawienia (rycina 6). Prędkość przewodzenia również obliczana jest automatycznie po wpisaniu odległości od punktu stymulacji do wyrostka kolczystego na poziomie L5 zmierzonej przez wykonującego badanie centymetrem krawieckim.



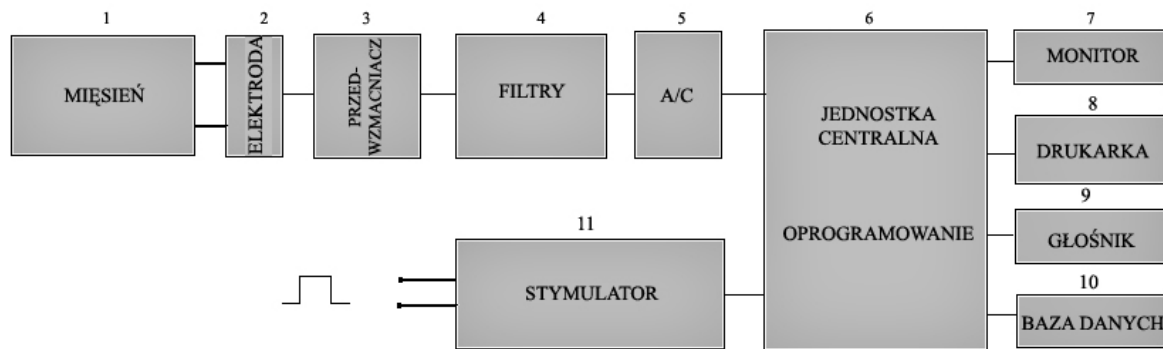
Rycina 6. Przykład prawidłowych rejestracji fali F (prawa część ryciny) wywołanych po stymulacji nerwu strzałkowego (górną granicę normy interlatencji F-M zależną od wzrostu pacjenta wynosi 47,2 ms; wzrost pacjenta 165 cm, latencja fal M- 3,3 ms; minimalna interlatencja fal F-M 39,2 ms; 19 fal F na 20 stymulacji) (Materiał własny).

Każda pracownia posiada indywidualne wartości referencyjne badanych parametrów przewodnictwa. W Zakładzie Patofizjologii Narządu Ruchu stosowane są normy własne Pracowni: wartość dolnej granicy normy dla amplitudy odpowiedzi z mięśnia prostownika palców krótkiego – 3 mV, górna granica normy dla wartości latencji końcowej 5,3 ms, prędkość przewodzenia nie mniejsza niż 40 m/s (powyżej 60 r. ż. granica normy wynosi 37 m/s). Klasyfikacja parametru interlatencji fali F-M do wyniku prawidłowego lub patologicznego odbywa się z wykorzystaniem norm własnych aparatu Keypoint firmy Medtronic z uwzględnieniem wzrostu badanego pacjenta (wartości referencyjne podali: Stålberg i Falck, 1993).

1. 6. Aparatura elektromiograficzna

Aparatura stosowana w elektromiografii nieustannie ulega ewolucji zależnie od postępu techniki. Systemy analogowe stosowane od lat pięćdziesiątych zostały początkowo wyparte przez systemy cyfrowe z rejestracją na papierze lub taśmie, a już od lat osiemdziesiątych w standardzie funkcjonowały systemy analizy automatycznej opartej na mikroprocesorach, później na komputerach osobistych (Ladegaard, 2002). Obecnie w pracowniach elektromiograficznych wykorzystywane są systemy komputerowe bazujące na

najnowszych technologiach i oprogramowaniu gwarantujące w pełni automatyczną rejestrację, analizę zapisów w czasie rzeczywistym oraz ich archiwizację (Kinalski, 2008).



Rycina 7. Schemat blokowy układu pomiarowego do badań EMG (zmodyfikowane według Kopec, 2008).

Rycina 7 przedstawia schemat blokowy standardowego „toru pomiarowego” do badań elektromiograficznych i elektroneurograficznych zaopatrzonego w elementy umożliwiające rejestrację, pomiar, analizę i akwizycję sygnałów. Potencjały czynnościowe mięśnia (1) odbierane są za pomocą elektrody igłowej lub powierzchniowej (2), następnie sygnał zostaje poddany wzmocnieniu, filtrowaniu (3, 4) i przetworzony na postać cyfrową (5). Sygnał w postaci analogowej prezentowany jest na monitorze (7) komputera zaopatrzonego w odpowiednie oprogramowanie (6). Ponadto aparat wyposażony jest w stymulator prądu (11) o natężeniu regulowanym w zakresie od 0 do 100 mA (czas trwania bodźca prostokątnego od 0,1 do 1 ms) do celów diagnostyki szybkości przewodzenia włókien czuciowych i ruchowych nerwów obwodowych, a także do badania somatosensorycznych potencjałów wywołanych.

Jakość sygnału elektromiograficznego w znacznym stopniu zależy od własności wzmacniacza bioelektrycznego, podstawowej części każdego aparatu EMG (Pracki i Pracka, 2002). Wielkość wzmocnienia określa się jako stosunek napięcia wyjściowego do napięcia wejściowego wzmacniacza. Wzmacniacz EMG powinien cechować się wysoką impedancją wejściową, dużym współczynnikiem dyskryminacji sygnałów synfazowych (CMRR ang. „common mode rejection ratio”), niskim poziomem szumów własnych (poniżej 2 μ V wartości RMS w paśmie od 20 do 500 Hz) oraz pasmem przenoszenia odpowiednim do wykonywanego pomiaru (od 2 do 10000 Hz) (Kopec, 2008). Bardzo istotne w aparaturze elektromiograficznej są parametry przetwornika A/C. Zgodnie z kryterium Nyquista częstotliwość próbkowania przetwornika powinna być co najmniej dwukrotnie wyższa niż najwyższa częstotliwość składowa sygnału elektromiograficznego (Moczko i Kramer, 2001).

Dla zapisów gEMG najwyższa częstotliwość widma nie przekracza 1000 Hz, a w praktyce stosowana jest częstotliwość próbkowania 3-4 kHz. Dostępne obecnie na rynku aparaty EMG zaopatrzone są w przetworniki 12-16 bitowe (Merletti, 2001a). Aparatura elektromiograficzna powinna spełniać obowiązujące standardy, rekomendacje oraz normy bezpieczeństwa.

Rejestrowane na monitorze wyładowania mogą być dodatkowo przetworzone na sygnał akustyczny, stąd obecność w układzie pomiarowym wzmacniacza akustycznego i głośników (9, rycina 7). Osoba wykonująca badanie EMG jest w stanie wyselekcjonować charakterystyczne brzmienie potencjałów spontanicznych: wklucia, fibrylacyjnych (przypominające „stukanie” deszczu o parapet), fascykulacji (prażenie kukurydzy), potencjałów płytki końcowej, szumu płytki końcowej (szum muszli) lub ciągów rzekommiotonicznych, a także w trakcie badania wysiłkowego na podstawie wysokości dźwięku PCJR wyznaczyć odpowiednie położenia elektrody w mięśniu.

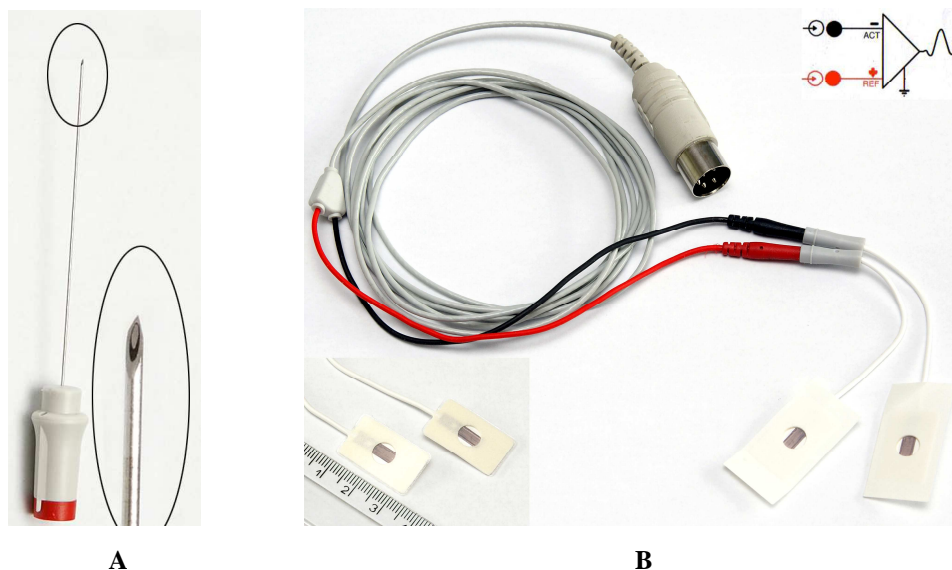
1. 6. 1. Elektrody

Pomiar czynności elektrycznej mięśnia opiera się na różnicy napięcia występującej między punktami odbioru (elektrodami). Wartości parametrów potencjałów czynnościowych jednostek ruchowych ściśle zależą od rodzaju zastosowanej w badaniu elektrody odbiorczej i rozmiaru ich powierzchni czynnej (Hermens i wsp., 2000). W badaniach elektromiograficznych inwazyjnych dostępne są różne rodzaje elektrod igłowych: koncentryczne (monopolarne), dwubiegunowe (bipolarne), wielobiegunowe (multielektrody). Do odbioru czynności mięśnia znad jego powierzchni stosuje się elektrody naskórne, metalowe (Stålberg i Falck, 1997).

Twórcami pierwszej igły koncentrycznej używanej praktycznie w niezmienionej postaci do dnia dzisiejszego byli Adrian i Bronk (1929). Elektroda koncentryczna składa się z drutu platynowego o powierzchni czynnej ($0,07 \text{ mm}^2$), umieszczonego wewnątrz cienkiej rurki metalowej (kaniuli), która stanowi część bierną (odniesienie) elektrody. Oba elementy elektrody są od siebie odizolowane. Wierzchołek elektrody jest ścięty pod kątem 15° . Czynna powierzchnia elektrody ma kształt eliptyczny, a jej promień obszaru odbioru dochodzi do 2,5 mm (Stålberg i Falck, 1997). W systemie Keypoint elektroda połączona jest dwużyłowym ekranowanym kablem do wtyku pięciobiegunowego.

Odbiór potencjałów czynnościowych powierzchniowych może odbywać się za pomocą elektrod jedno, dwubiegunowych lub wielobiegunowych (multielektrody, elektroda liniowa). Jednobiegunowe elektrody rejestracyjne w postaci miseczek (elektroda miseczkowa) wykonanych ze złota, srebra lub srebra pokrytego warstwą chlorku srebra

(Ag/AgCl) znalazły zastosowanie w badaniach potencjałów wywołanych i pomiarach czynności elektrycznej mózgu (EEG) (Kinalski, 2008). W standardowym badaniu gEMG wykorzystuje się elektrody dwubiegunowe chlorkowo-srebrowe o powierzchni czynnej od 1 mm^2 do kilku cm^2 (według rekomendacji SENIAM). Najbardziej preferowane są elektrody owalne o średnicy 1 cm, dostępne są również elektrody o płaszczyźnie w kształcie kwadratowym i prostokątnym (rycina 8, B).

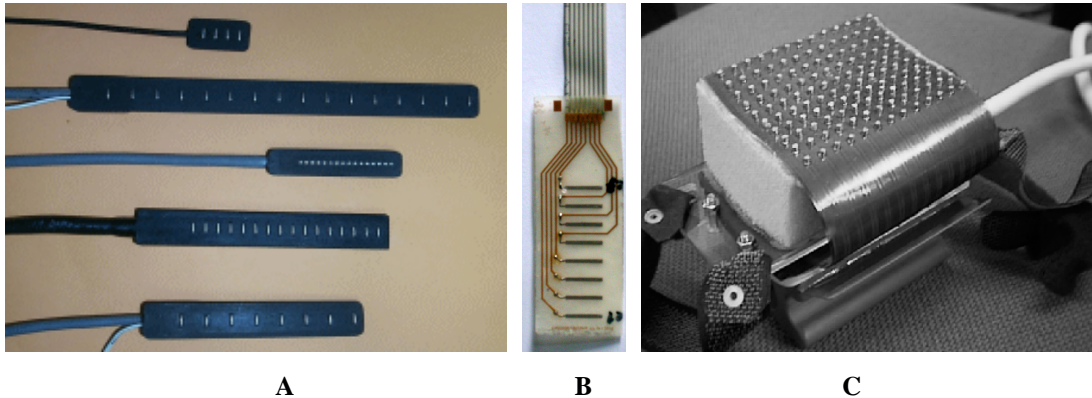


Rycina 8. Elektrody odbiorcze firmy Alpine Biomed: A- koncentryczna jednorazowa elektroda igłowa, B- elektroda jednorazowa powierzchniowa z przewodami oraz wtykami łączącymi (Materiał własny).

Elektrody powierzchniowe mogą być żelowane lub bezżelowe, wtedy konieczne jest zastosowanie pasty przewodzącej. Żel elektroprzewodzący ma za zadanie zmniejszyć oporność pomiędzy skórą a metalową powierzchnią płytki rejestrującej. Odległość między elektrodami definiowana jako odległość między punktami środkowymi powierzchni czynnych elektrod powinna wynosić około 20 mm. W przypadku badania małych mięśni dystans między elektrodami nie może przekroczyć $\frac{1}{4}$ długości mięśnia. W konfiguracji monopolarnej, elektroda aktywna umieszczana jest na brzuscu mięśnia w strefie największej koncentracji płytek nerwowo-mięśniowych, natomiast elektroda odniesienia (referencyjna) powinna znajdować się w miejscu obojętnym elektrycznie np. na ścięgnie lub nad kością (Hermens i wsp., 2000; Błaszczuk, 2004; Meekins i wsp., 2008). Rejestracje dwubiegunowe (różnicowe) są mniej wrażliwe na zakłócenia, obie elektrody są aktywne i należy umieścić je nad powierzchnią brzusca mięśnia, jednak każdą z nich podłącza się do innego wejścia wzmacniacza (Błaszczuk, 2004). Zalecenia twórców projektu SENIAM odnośnie odległości

między elektrodami (około 20 mm) przyczyniło się do stworzenia elektrod podwójnych. Należy pamiętać, że elektrody powierzchniowe odbiorcze umieszcza się zawsze wzdłuż przebiegu włókien badanego mięśnia (Hermens i wsp. 2000; 2004).

Znaczne zainteresowanie elektromiografią globalną w ostatnich latach zaowocowało powstaniem wielu modyfikacji elektrod powierzchniowych konstruowanych przez zespoły badaczy. Jedną z nich jest tzw. elektroda liniowa, która swym zasięgiem może objąć część powierzchni mięśnia nawet od przyczepu początkowego do końcowego (rycina 9).



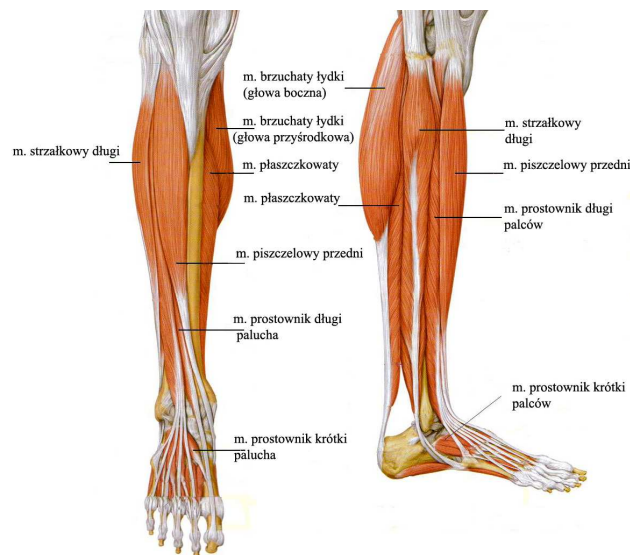
Rycina 9. Różne rodzaje multielektrod powierzchniowych: A - pierwsza srebrna elektroda liniowa wyprodukowana i używana przez LISiN (Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare –Torino Italy), B - Prototyp elektrody liniowej skonstruowanej na Politechnice Poznańskiej; C - 126-kanalowa gęstka siatka elektrod (źródło: Lapatki i wsp. 2004).

Multielektroda liniowa zawiera do kilkunastu typowych odprowadzeń bipolarnych połączonych razem i rozmieszczonych liniowo względem siebie (rycina 9). Taki system detekcji oraz umieszczenie elektrody równoległe do włókien mięśniowych pozwala na lokalizację strefy unerwienia, obserwację propagacji potencjału czynnościowego w mięśniu oraz wyznaczenie średniej wartości prędkości przewodzenia pobudzenia we włóknie mięśniowym – MFCV (ang. „mean muscle fiber conduction velocity”), na podstawie opóźnień między kolejnymi rejestrowanymi potencjałami czynnościowymi na poszczególnych odprowadzeniach elektrody (Wood i wsp., 2001; Farina i wsp., 2004). Powierzchnię elektrody jako całości można dowolnie modyfikować, tworząc siatkę (matrycę) odbiorczą w której skład wchodzi nielimitowana ilość powierzchni odbiorczych (Drost i wsp., 2006). Jedynym ograniczeniem rejestracji sygnału multielektrodą powierzchniową jest rozmiar badanego mięśnia. Rodzaj montażu i wzajemna konfiguracja elektrod zależy od informacji jakie chce uzyskać osoba wykonująca badanie. Podwójnie różnicowa technika odbioru daje wgląd w przestrzenną czynność badanego mięśnia (De Luca, 1997).

Sygnal EMG jest zazwyczaj niskoamplitudowy, rzędu mikrowoltów (mierzony w skali od kilku do kilkuset mikrowoltów). Z tego powodu jest bardzo czuły na zakłócenia pochodzące z wnętrza badanego układu (tzw. szumy sąsiadujących i odległych elementów pobudliwych) jak i układów zewnętrznych (otaczające pole elektryczne i magnetyczne o różnym źródle). Aby otrzymać rejestracje elektromiograficzne dobrej jakości należy eliminować powstające podczas rejestracji artefakty. Można to osiągnąć poprzez dokładne przygotowania skóry oraz prawidłowe mocowanie elektrod. Artefakty ruchowe eliminowane są przez zastosowanie filtrów górnoprzepustowych. Obecnie stosowane w badaniach dynamicznych systemy przenośne EMG wyposażone są często w przewody z przedwzmacniaczami aby zmniejszyć wrażliwość przewodów na zakłócenia powstające pod wpływem pól elektromagnetycznych oraz podczas ruchu pacjenta (Błaszczyk, 2004).

1. 7. Budowa i czynność bioelektryczna mięśnia piszczelowego przedniego

W niniejszej pracy badano aktywność bioelektryczną mięśnia piszczelowego przedniego, którego budowa, funkcja i czynność bioelektryczna jest dobrze poznana. Ponadto wybór mięśnia piszczelowego przedniego podyktowany był między innymi wielkością jego powierzchni na której możliwe było rozmieszczenie co najmniej trzech odprowadzeń bipolarnych naskórnych.



Rycina 10. Relacje anatomiczne mięśni podudzia kończyny dolnej człowieka (zmodyfikowane za Schuenke i wsp., 2006).

Mięsień piszczelowy przedni (łac. *musculus tibialis anterior*) zaopatrywany jest przez włókna nerwu strzałkowego głębokiego (łac. *nervus peroneus profundus*) w zakresie unerwienia korzeniowego z poziomu głównie L4-L5. Funkcjonalnie zgina on grzbietowo

i odwraca stopę, utrzymuje wysklepienie podłużne stopy. Na kłykciu bocznym i górnych 2/3 bocznej powierzchni kości piszczelowej oraz górnych 2/3 błony międzykostnej i powięzi goleni znajduje swój początek natomiast kończy się na podeszwowej powierzchni kości klinowej i powierzchni podeszwowej podstawy I kości śródstopia (Skawina, 2006).

Zgodnie z rekomendacjami SENIAM, przy rejestracji elektromiograficznej mięśnia piszczelowego przedniego elektroda czynna powinna znajdować się naskórnice nad badanym mięśniem w 1/3 odległości między wierzchołkiem kości strzałkowej, a wierzchołkiem kostki przyśrodkowej (na dystansie 33% długości mięśnia). Maksymalny rozmiar elektrody powinien wynosić 10 mm, odległość między elektrodą aktywną a referencyjną 20 mm (Hermens i wsp., 1999). Punkt optymalnego umiejscowienia elektrody aktywnej można wyznaczyć mapując czynność elektryczną mięśnia wzdłuż jego włókien mięśniowych. Sacco i wsp. (2009) opierając się na określonych kryteriach takich jak maksymalna gęstość sygnału surowego, najwyższy poziom obwiedni sygnału EMG jak i najwyższa wartość RMS odnotowana podczas maksymalnego skurczu izometrycznego, oszacowali najlepszą lokalizację elektrody aktywnej na mięśniem piszczelowym przednim w zakresie od 33 do 52% długości mięśnia (najbardziej reprezentatywną w punkcie odpowiadającym 47,5% długości tego mięśnia).

Badania Buchthala i Schmalbrucha (1980) dostarczają informacji na temat liczby jednostek ruchowych i wrzecion mięśniowych w wybranych mięśniach człowieka między innymi mięśnia piszczelowego przedniego. Liczba aksonów motoneuronów w nerwie zaopatrującym mięsień piszczelowy przedni wynosi 445. Liczbę włókien mięśniowych w jednym mięśniem szacuje się na około 270000, gdzie na jednostkę ruchową średnio przypada 610. W całym mięśniem liczba wrzecion mięśniowych wyznaczona została na 284 (Buchthal i Schmalbruch, 1980).

Na podstawie badań elektromiograficznych z wykorzystaniem elektrody igłowej koncentrycznej przeprowadzonych na próbie osób zdrowych wyznaczone zostały zakresy norm parametrów potencjałów czynnościowych jednostek ruchowych mięśni dostępnych dla badania eEMG również przypadku mięśnia piszczelowego przedniego (tabela 5, w nawiązaniu do Buchthal, 1991). Nie są to normy uniwersalne, każda pracownia elektrodiagnostyczna opiera się na własnych statystykach podstawowych lub na normach zapożyczonych od innych placówek pracujących na aparaturze o tych samych parametrach technicznych.

Warto również zwrócić uwagę na istotną zależność czasu trwania PC od wieku pacjenta (tabela 6).

Tabela 5. Wartości referencyjne [**średnia** (zakres)] parametrów badania eEMG mięśnia piszczelowego przedniego określone w Zakładzie Patofizjologii Narządu Ruchu Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu.

Amplituda [μV]	Czas trwania [ms]	Wskaźnik S.I. [niemianowany]
666 (412-920)	11,4 (10,2-12,6)	1,17 (0,87-1,47)

W standardowym badaniu, dolną granicę normy wartości amplitudy gEMG przy rejestracjach odprowadzanych z mięśnia piszczelowego przedniego podczas maksymalnego skurczu (trwającego 5 sekund) przyjęto na 850 μ V. Jest ona normatywna w Zakładzie Patofizjologii Narządu Ruchu Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu.

Tabela 6. Zmiany parametru czasu trwania PCJR mięśnia piszczelowego przedniego w zależności od wieku (badanie elektrodą igłową koncentryczną) [Porównywane do Buchthal F., Rosenfalck P., Action potential parameters in different human muscles, Acta Psychiatr Neurol Scand., 1955, Munsgaard International Publishers Ltd. Copenhagen, Denmark].

Czas trwania [ms]	Wiek [w latach]
8,0-10,2	0-4
8,1-11,0	5-9
8,2-11,3	10-14
8,7-12,3	15-19
9,6-13,3	20-29
12,2-15,1	30-39
11,9-15,9	40-49
12,9-16,9	50-59
13,4-17,5	60-69
13,8-17,9	70-79

2. Założenia i cele pracy

Badanie elektromiografii globalnej pojedynczego mięśnia z wykorzystaniem elektrod powierzchniowych (gEMG), w rutynowej diagnostyce neurofizjologii klinicznej traktowane jest jako badanie o mniejszym znaczeniu (przesiewowe) w odniesieniu do badania elementarnego (eEMG, igłowego), charakteryzującego się wyższym stopniem czułości i różnicującego precyzyjnie zakres uszkodzenia mięśnia. Niemniej jednak szczegółowa analiza cyfrowa elektromiogramu globalnego rejestrowanego zarówno w trakcie pełnej relaksacji mięśnia jak i w warunkach minimalnego, umiarkowanego i maksymalnego skurczu, może pozwolić na identyfikację przebiegu sygnału i jego morfologii charakterystycznej dla uszkodzenia jednostek ruchowych mięśnia.

Biorąc pod uwagę dane przedstawione we *Wstępie* pracy, ma ona na celu weryfikację prostej analizy czynności bioelektrycznej mięśnia (poprzez program LabView dostosowany specjalnie w tym celu) w oparciu o równoczesne rejestracje gEMG i eEMG oraz opracowanie zakresu wartości parametrów amplitudy, czasu trwania PCJR oraz pola powierzchni dla populacji osób zdrowych i chorych z uszkodzeniami neurogennymi. Tego rodzaju porównanie może pozwolić na różnicowanie uszkodzenia na podstawie nieinwazyjnych rejestracji elektromiografii powierzchniowej gEMG dla celów diagnostycznych neurofizjologii klinicznej. Zmiany w czynności pojedynczych potencjałów jednostki ruchowej, można oszacować przeprowadzając porównania wyżej wymienionych parametrów potencjałów rekrutujących jednostek ruchowych między kolejnymi rejestracjami gEMG odprowadzanymi jednocześnie z czterema odprowadzeniami bipolarnymi i jednym odprowadzeniem igłowym eEMG.

Dodatkowym atutem założonej metody analizy jest wykorzystanie do badań standardowych dwubiegunowych elektrod powierzchniowych, co czyni ją bardziej dostępną dla celów diagnostyki neurofizjologii klinicznej.

Celem pracy jest również sprawdzenie, w jakim stopniu elektromiografia powierzchniowa gEMG umożliwia detekcję patologicznej czynności spontanicznej obecnej w rejestracjach elektrodą igłową (eEMG).

Dodatkowo podjęto próbę oszacowania parametrów „Analizy Zwrotów” rejestracji EMG wysiłkowego (ang. „Turns Analysis”; liczba zwrotów na sekundę T/s), amplitudy przez liczbę zwrotów (A/T) oraz współczynnika będącego wynikiem podzielenia dwóch wymienionych parametrów, podczas 4-kanalowej rejestracji powierzchniowej przy maksymalnym skurczu mięśnia piszczelowego przedniego z zachowaniem ustalonego wcześniej rozmieszczenia elektrod. Zostanie to przeprowadzone w badanej grupie osób

chorych jak i w grupie kontrolnej osób zdrowych. Moduł „Oscyloskop” aparatu Keypoint w trybie „Turns Analysis” nie jest obecnie wykorzystywany do celów diagnostycznych w żadnej polskiej pracowni neurofizjologicznej. Z tego powodu nie są bliżej znane jego wartości referencyjne.

W ostatnim etapie badań zostaną zweryfikowane korelacje pomiędzy parametrami standardowej analizy ilościowej wzorca zapisu wysiłkowego (IP - ang. „interference pattern”, wzorzec interferencji) rejestrowanego podczas skurczu maksymalnego mięśnia, a parametrami analizy zwrotów gEMG („Turns Analysis”) oraz zależności między oszacowanymi wartościami parametrów potencjałów czynnościowych elektromiografii powierzchniowej i igłowej.

Podsumowując – badania miały odpowiedzieć na pytanie, na ile analizowana metoda elektromiografii powierzchniowej dla celów neurofizjologii klinicznej, może być porównywana do badań elektromiografii igłowej w praktyce diagnostycznej?

3. Opis i parametry techniczne zastosowanej aparatury

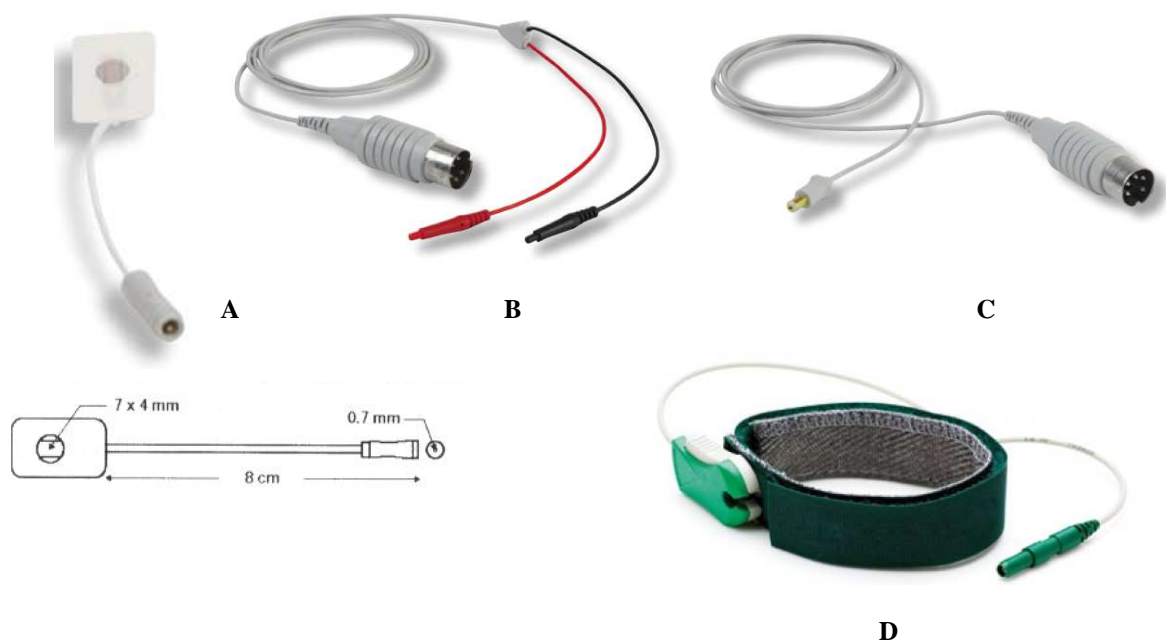
Badania diagnostyczne wykonano za pomocą 2 lub 4-kanalowego aparatu (Keypoint) do badań EMG, przewodnictwa nerwowego i potencjałów wywołanych firmy Medtronic. Keypoint jest jednym z najnowocześniejszych systemów do badań EMG w którym zastosowano ostatnie osiągnięcia w technologii sprzętu i oprogramowania. Aparat wyposażony jest w oprogramowanie między innymi do badania eEMG. Moduł Quantitative EMG obejmuje badania czynności spontanicznej (Spont), analizę zapisu interferencyjnego (IP) oraz analizę potencjałów jednostek ruchowych (Multi-MUP). Analiza jednostek ruchowych może być przeprowadzona manualnie (wykonujący badanie wybiera rejestracje pojedynczych potencjałów jednostek do analizy) lub mieć formę automatycznego wyboru wielu potencjałów jednostek (do sześciu) (Stålberg i wsp., 1995). Wyniki końcowe prezentowane są w formie tabel wartości liczbowych oraz w formie graficznej. Możliwe jest porównanie wielkości zmierzonych z wartościami normatywnymi systemu na bazie których powstaje propozycja rozpoznania ewentualnie istniejącej patologii (Ladegaard, 2002). Program oferuje trzy różne prezentacje graficzne analizy zapisu interferencyjnego między innymi zwrotów amplitud.

Obserwację aktywności mięśni z odprowadzeniami za pomocą 2 lub 4 kanałów jednocześnie (w zależności od typu aparatu) umożliwia program oscyloskopowy ogólnego zastosowania (Oscilloscope). Podstawę czasu, wzmocnienie, wyzwalenie (ang. „triggering”) lub funkcję „pauzy” (zatrzymania) można dla każdego przebiegu ustawić niezależnie.

Dodatkowo istnieje możliwość wprowadzenia ostatnich 4 sekund rejestrowanych sygnałów do pamięci. Mogą być one przeglądane oraz przetwarzane w zakresie każdego kanału przy pomocy uśredniania, odwracania, prostowania, całkowania lub różniczkowania.

Parametry Techniczne aparatu Keypoint:

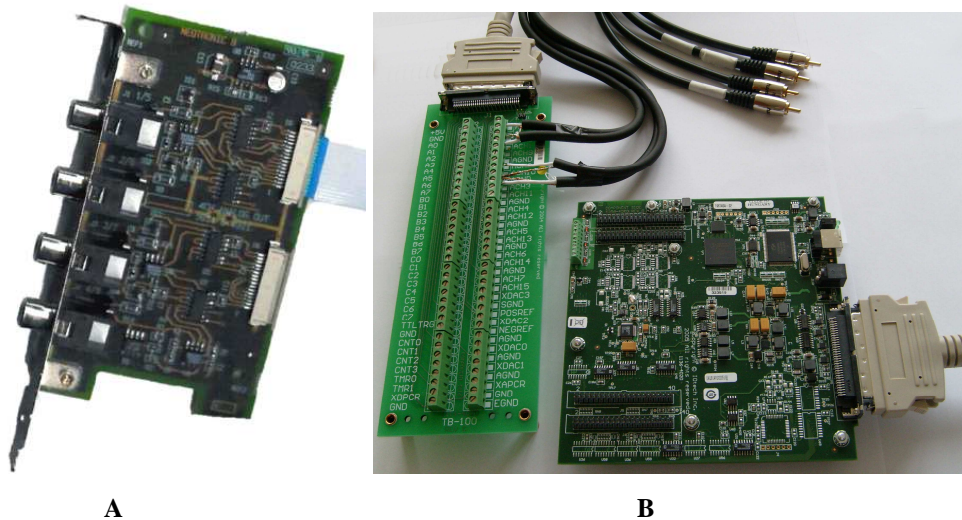
- impedancja wejściowa: 200 M Ω dla wejścia symetrycznego, powyżej 1000 M Ω dla wejścia wspólnego;
- poziom szumów: 0,6 μ V PMS w paśmie 2 Hz – 10 kHz i zwartym wejściu;
- współczynnik tłumienia sygnałów synfazowych (CMRR) powyżej 100 dB;
- współczynnik izolacji wejście – ziemia (IMRR) powyżej 160 dB;
- pomiar impedancji elektrod: 500 Ω - 200 k Ω ;
- wzmacniacze EMG (wersje 2, 4 i 8 kanałowe);
- dolna i górna częstotliwość graniczna zmienna softwerowo;
- współczynnik czułości zmienny w zależności od oprogramowania



Rycina 11. Akcesoria dedykowane dla aparatu Keypoint firmy Medtronic: A- jednorazowa elektroda powierzchniowa Ag-AgCl; B - kabel połączeniowy ekranowany (długość 1m) do elektrod powierzchniowych; C - kabel ekranowany do elektrody igłowej koncentrycznej; D- elektroda uziemiająca mocowana na rzep (zdjęcia z katalogu firmy Medtronic).

W badaniach pilotażowych jak i podstawowych zastosowano odbiorcze samoprzylepne, jednorazowe elektrody powierzchniowe (rycina 11, A) połączone ekranowanym kablem dwużyłowym, koncentryczną elektrodę igłową o powierzchni czynnej 0,07 mm² (długość 50 mm, średnica 0,46 mm) oraz elektrodę uziemiającą w postaci opaski

zakładanej na badaną kończynę. Elektrody powierzchniowe do rejestracji gEMG umieszczone były nad powierzchnią badanego mięśnia piszczelowego przedniego wzdłuż przebiegu włókien mięśniowych z zachowaniem stałej odległości między ich punktami środkowymi (około 15 mm). Używane w pomiarach akcesoria firmy Alpinie biomed dedykowane są do aparatu EMG Keypoint. Wykorzystane elektrody odbiorcze zostały przebadane w testach porównujących parametry fali M (CMAP –między innymi w następstwie stymulacji nerwu strzałkowego przy rejestracji z mięśnia piszczelowego przedniego) uzyskanej przy odbiorze sześcioma rodzajami elektrod podwójnych (z regulowaną odległością między elektrodami) obecnie dostępnych na rynku produkowanych przez wiodące na świecie firmy branży elektromiograficznej. Testy te nie wykazały statystycznie istotnych różnic w parametrach CMAP (amplituda, powierzchnia, czas trwania) uzyskanych między rodzajami elektrod odbiorczych (Jonas i wsp., 1999). Z tego względu można założyć, że wyniki badań przeprowadzonych do celów tej pracy będą powtarzalne przy zastosowaniu innych elektrod obecnie znajdujących się w sprzedaży.



Rycina 12. Fotografia urządzeń podstawowych (A) jak i dodatkowych (B) dla aparatu Keypoint wykorzystywanych w pracy. A - 4-kanalowe wyjście analogowe firmy Medtronic, B - karta przetwornika A/C DaqBoard/3005 na USB (16-bit,1 MHz) firmy IOtech połączona przewodem (CA-G56) z terminalem zaciskowym (TB-100).

Aparaturę pomiarową w badaniach podstawowych stanowił 4-kanalowy aparat Keypoint za pomocą którego w tym samym czasie rejestrowano sygnał z trzech odprowadzeń powierzchniowych rozmieszczonych równolegle na brzuścu badanego mięśnia oraz jednego odprowadzenia igłowego. Jednak system Keypoint oferował użytkownikowi jedynie obserwacje „surowego” sygnału a dostępne funkcje analizy nie były wystarczające dla

potrzeb niniejszego projektu. Niemożliwa była także modyfikacja oprogramowania będącego integralną częścią całego systemu. Rozwiązaniem stało się stworzenie nowego nowatorskiego toru pomiarowego. Zastosowano 4-kanałowe wyjścia analogowego (wbudowane), kartę pomiarową DaqBoard/3000USB firmy IOTech z interfejsem USB wyposażoną w przetwornik analogowo–cyfrowy (1MHz/16bitów) połączone poprzez terminal zaciskowy kablami ekranowanymi (wtyk duży typu „Jack” o średnicy 6,3 mm) (rycina 12), zakupione za środki finansowe przyznane w ramach projektu badań własnych (symbol: 501-01-01129194-50392). Karta DaqBoard/3000USB zaopatrzona była między innymi w sterowniki do systemu LabView. Szczegółowej analizie wprowadzonego do komputera sygnału dokonano zaprojektowanym narzędziem wirtualnym, wykorzystując pakiet LabView firmy National Instruments.

Oprogramowanie powstało dzięki uprzejmości Dziekana Wydziału Fizyki Uniwersytetu im. Adama Mickiewicza w Poznaniu przy współpracy dr Mikołaja Baranowskiego z Zakładu Fizyki Wysokich Ciśnień Wydziału Fizyki UAM.

3. 1. Narzędzie wirtualne

Oprogramowanie sterujące pracą elektronicznego układu rozszerzającego możliwości komercyjnego miografu napisano wykorzystując język programowania „G” zwany także LabView. Jest to potężne nowoczesne narzędzie przeznaczone do tworzenia aplikacji sterujących aparaturą kontrolno-pomiarową. Przy jego zastosowaniu możliwe jest stworzenie niemal dowolnego oprogramowania sterującego i analizującego zbierane dane pomiarowe. LabView jest obecnie szczególnie chętnie wykorzystywane przez duże koncerny produkcyjne jak i laboratoria badawcze. Ze względu na ogromne możliwości i dużą elastyczność znajduje także zastosowanie w sterowaniu sprzętem medycznym, czego przykładem jest niniejsza praca.

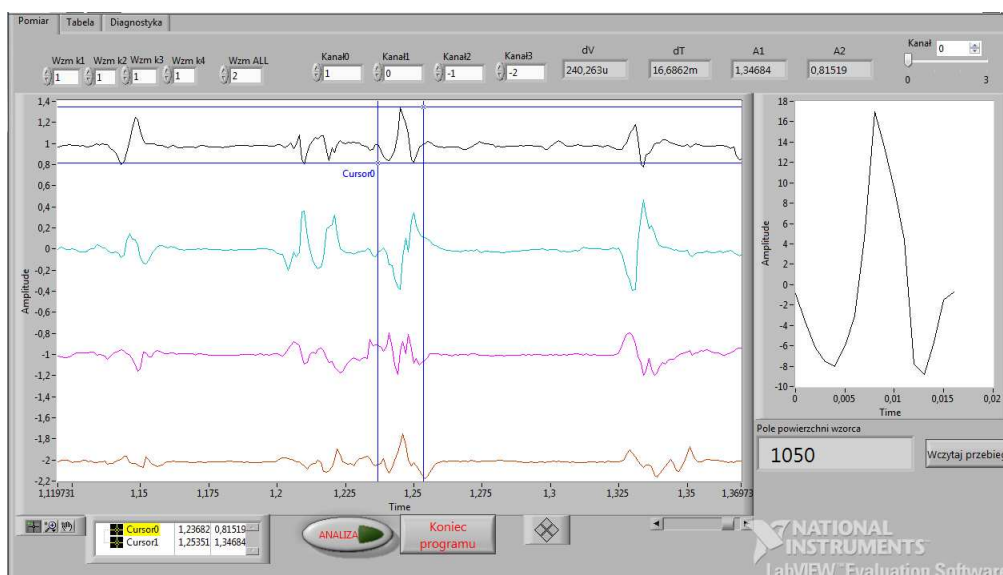
Środowisko LabView firmy National Instruments używa do tworzenia aplikacji graficznego języka programowania (Chruściel, 2008). Program napisany w LabView zwany wirtualnym instrumentem ma strukturę diagramu. Podstawowymi elementami składowymi aplikacji jest okno diagramu kodu oraz okno panelu frontowego.

W skład interfejsu użytkownika wchodzi (rycina 13):

- wyświetlacz graficzny główny prezentujący 4 sygnały elektromiograficzne w dziedzinie czasu, odprowadzane kolejno z kanałów 0, 1, 2, 3;

- wyświetlacz graficzny przedstawiający element sygnału z kanału „aktywnego”, zawartego w obszarze ograniczonym przez ustawione ręcznie przez użytkownika kursory (Cursor 0, Cursor 1);
- elementy kontrolne: przyciski regulacji wzmocnienia sygnału indywidualnie w każdym z kanałów i we wszystkich kanałach jednocześnie; suwak określający wybrany (aktywny) dla pomiarów sygnał;
- wyświetlacze numeryczne: dV – wartość różnicy woltażu, dT – wartość różnicy czasu wyznaczone przez położenie kursorów pomiarowych; A1 i A2 wartości położenia kursorów pomiarowych na osi rzędnych; pole powierzchni potencjału czynnościowego ograniczonego przez kursory;
- kontrolki: „ANALIZA”/ „POMIAR” – odpowiedzialne za rozpoczęcie i zakończenie akwizycji sygnałów; „Koniec programu”- bezpieczne wyjście z aplikacji; „Wczytaj przebieg”- służy do wczytania sygnałów zapisanych w plikach;
- suwak – przesuw obrazu w poziomie;
- możliwość modyfikowania zakresu podstawy czasu.

Po ustawieniu żądanych pozycji kursorów wyznaczających początek, koniec i szczyty potencjału czynnościowego, zmierzone wartości zmiennych A (Amplituda, dV), T (czas trwania, dT), S (pole powierzchni) kolejno z każdego przebiegu można wczytać do tabeli. Opracowana tabela wyników dostępna jest w zakładce programu. Dane do tabeli wpisywane są z zachowaniem ustalonego porządku- parametry potencjałów kolejno z kanałów 0, 1, 2, 3, tworzą sąsiadujące kolumny, parametry następnej komplementarnej czwórki potencjałów które zostaną zmierzone tworzą nowy wiersz.



Rycina 13. Panel czołowy aplikacji (Materiał własny).

Zrzutów ekranowych (dokumentacji graficznej) diagramu blokowego aplikacji ze względu na ich znaczny rozmiar nie zamieszczono, dostępne są one na płycie CD dołączonej do pracy (w tekście zostały one wyróżnione pogrubionymi literami).

Opis poszczególnych elementów diagramu (**rycina 1 na płycie CD**):

1. Konfiguracja połączenia z kartą zewnętrzną. Ustalenie częstotliwości próbkowania oraz skali. Podstawowa konfiguracja aplikacji.
2. Pętla zapisu sygnału z czterech kanałów do tablicy (opóźnienie 10 ms między poszczególnymi pomiarami).
3. Rozdzielenie danych pomiędzy 4 kanały. Każdy z sygnałów ma oddzielną regulację wzmocnienia. Dodatkowo kanały przed wyświetleniem są od siebie odseparowywane w celu lepszej wizualizacji sygnałów.
4. Zapis pomiaru do pliku.
5. Odczyt zapisanych wcześniej sygnałów z pliku.
6. Pobranie danych z ustawionych na wykresie kursorów.
7. Moduł odpowiedzialny za wyliczenie wartości amplitudy, czasu trwania i pola powierzchni potencjału czynnościowego wyselekcjonowanego do obliczeń oraz wyświetlenie w postaci graficznej wybranego do analiz elementu sygnału.

Ponadto aplikacja zawiera moduł odpowiedzialny za zapis tabeli do pliku (**rycina 2 na płycie CD**) oraz część, która realizuje funkcję dodawania zmierzonych wartości potencjałów do tabeli (**rycina 3 na płycie CD**).

Nadal trwają dalsze prace nad rozwojem oprogramowania i jego automatyzacją.

4. Badani pacjenci i metodyka badań

Zgodnie z uchwałą nr 696/07 Komisja Bioetyczna przy Uniwersytecie Medycznym im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu wyraziła zgodę na prowadzenie badań dla celów pracy.

Badania diagnostyczne wykonano w Zakładzie Patofizjologii Narządu Ruchu w Szpitalu Ortopedyczno-Rehabilitacyjnym im. W. Degi w Poznaniu. Badania przeprowadzono (Alicja Witkowska, doktorantka, posiadająca zaświadczenie o ukończeniu szkolenia w zakresie prowadzonych badań z Jednostki Szkolącej Polskiego Towarzystwa Badań Neurofizjologii Klinicznej) pod nadzorem osób uprawnionych, posiadających Certyfikat Polskiego Towarzystwa Neurofizjologii Klinicznej (Prof. UM. dr hab. n. med. Juliusz Huber). Badania przeprowadzone były na pacjentach w ramach rutynowej działalności diagnostycznej w Zakładzie Patofizjologii Narządu Ruchu i nie ponieśli oni z tego tytułu

żadnych dodatkowych kosztów. Pacjenci przed badaniem informowani byli o jego przebiegu i sygnowali zgodę na jego wykonanie (formularz zgody zamieszczono w rozdziale 11). Z badań wykluczono pacjentów, którzy nie byli w stanie wykonać skurczu dowolnego mięśnia piszczelowego przedniego, z wyraźnym przerostem tkanki tłuszczowej w obrębie kończyn dolnych, a także tych wobec których zachodziło podejrzenie o symulowanie choroby i nie wykazywali współpracy podczas badania. Chorzy byli kierowani do Zakładu Patofizjologii Narządu Ruchu Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu przez lekarza prowadzącego z wyraźnym rozpoznaniem uszkodzenia neurogennego badanego mięśnia piszczelowego przedniego o różnej etiologii. Grupę kontrolną (norma) utworzyli zdrowi ochotnicy u których w badaniu klinicznym nie stwierdzono żadnych dysfunkcji narządu ruchu.

Podczas badań zachowano optymalną dla pomiarów temperaturę zarówno pomieszczenia (około 22 °C) oraz badanej kończyny. Skórę nad badanym mięśniem piszczelowym przednim oczyszczano z martwego naskórka za pomocą pasty ścierniej w razie konieczności usuwano owłosienie.

Badania wykonano dwuetapowo. W pierwszej fazie badań pilotażowych wykorzystano dostępną aparaturę w postaci 2 kanałowego elektromiogramu, co wiązało się z ograniczeniem badania do dwóch odprowadzeń, jednego igłowego i jednego powierzchniowego. Badania podstawowe wykonano na rozszerzonej próbie osób chorych oraz zdrowych z zastosowaniem specjalnie skonstruowanego dla celów pracy toru pomiarowego.

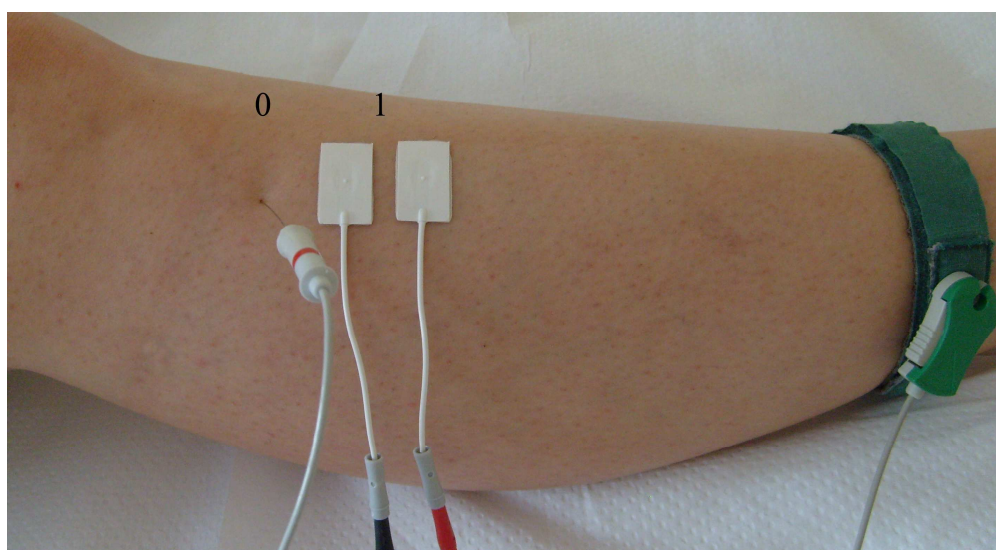
4.1. Badania pilotażowe

W celu potwierdzenia słuszności podjętego tematu badawczego wstępnie wykonano badania pilotażowe przeprowadzone z wykorzystaniem 2-Kanałowego aparatu Keypoint firmy Medtronic, którego specyfikacja techniczna przedstawiona została w rozdziale 3. Przebadano dziesięciu pacjentów (N=10), których średnia wieku wynosiła 53 lata (zakres 26-76 lat, SD=13 lata), pięć kobiet i pięciu mężczyzn. U badanych osób, uwzględniając wcześniej przeprowadzoną diagnostykę neurologiczną i obrazową (NMR) oraz wynik badania elektrofizjologicznego stwierdzono: SLA –1 pacjentka (Nr 2), zapalenie rdzenia- 1 pacjentka (Nr 4), zaawansowaną polineuropatię czuciowo-ruchową po zatruciu – 1 pacjent (Nr 5), dyskopatię na poziomie kręgów L4-L5-S1 jak i wtórne następstwa choroby zwyrodnieniowej na tych poziomach – 7 pacjentów (Nr 1, 3, 6, 7, 8, 9, 10). Grupę przebadanych osób

zakwalifikowano do tzw. „grupy neurogennej”, stwierdzając cechy procesu neurogennego w czynności jednostek ruchowych badanych mięśni o różnym stopniu nasilenia.

Zapisy elektromiograficzne odprowadzano jednocześnie elektrodą igłową koncentryczną oraz bipolarną elektrodą powierzchniową. Obie elektrody umieszczone zostały w/i na brzuchu badanego mięśnia piszczelowego przedniego w taki sposób aby umożliwić optymalne warunki do rejestracji czynności tych samych jednostek ruchowych, zachowując konfigurację elektrod pokazaną na rycinie 14.

Analizowano rejestracje „off-line” otrzymane w trakcie minimalnej aktywności jednostek ruchowych badanego mięśnia, oraz podczas jego skurczu dowolnego-umiarkowanego (około 30-40% czynności maksymalnej) za pomocą programu oscyloskopowego ogólnego zastosowania. Pacjent wykonywał skurcz mięśnia piszczelowego przedniego, zginając grzbietowo stopę z taką siłą aby w rejestrowanym zapisie eEMG wyraźnie widoczne były pojedyncze potencjały JR. Następnie oceniano wartości amplitudy (w μV) oraz czasu trwania (w ms) podobnych potencjałów jednostek ruchowych lub ich kompleksów w warunkach rejestracji igłowych i powierzchniowych. Podczas skurczu lekkiego wyodrębniono 160 par komplementarnych potencjałów JR, w skurczu umiarkowanym 83 potencjały. Oceniano również występowanie potencjałów spoczynkowych w odprowadzeniu powierzchniowym w przypadku gdy pojawiały się w rejestracji igłowej podczas pełnej relaksacji JR mięśnia. Należy podkreślić, że otrzymane wartości parametrów zarówno odprowadzenia eEMG jak i gEMG nie można bezpośrednio odnieść do tzw. Normy dla mięśnia piszczelowego przedniego (tabela 5), ze względu na bardzo częste występowanie tzw. zespołów potencjałów a nie potencjałów pojedynczych.



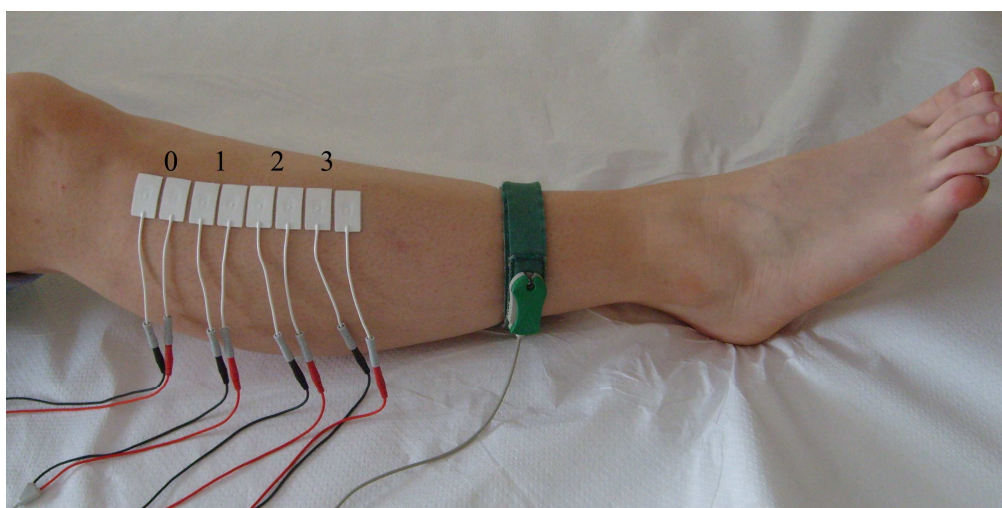
Rycina 14. Rozmieszczenie elektrod odbiorczych podczas badania pilotażowego (0-odprowadzenie eEMG; 1-odprowadzenie gEMG).

4.2 Badania podstawowe

Ze względu na bardzo małą ilość osób diagnozowanych w ZPNR z chorobami pierwotnie mięśniowymi nie zebrano wymaganego materiału do porównawczych analiz statystycznych. Grupę badawczą tzw. „neurogenną” (N=41) utworzyli pacjenci z uszkodzeniami motoneuronu na różnych poziomach (20 kobiet, 21 mężczyzn, średnia wieku 51 lat, zakres wieku 14-82 lat). Przebadano również siedemnaście osób zdrowych, którzy utworzyli grupę kontrolną (14 kobiet, 3 mężczyzn; średnia wieku 30 lat, zakres wieku 16-60 lat).

Badania mięśnia piszczelowego przedniego przeprowadzono w trzech etapach:

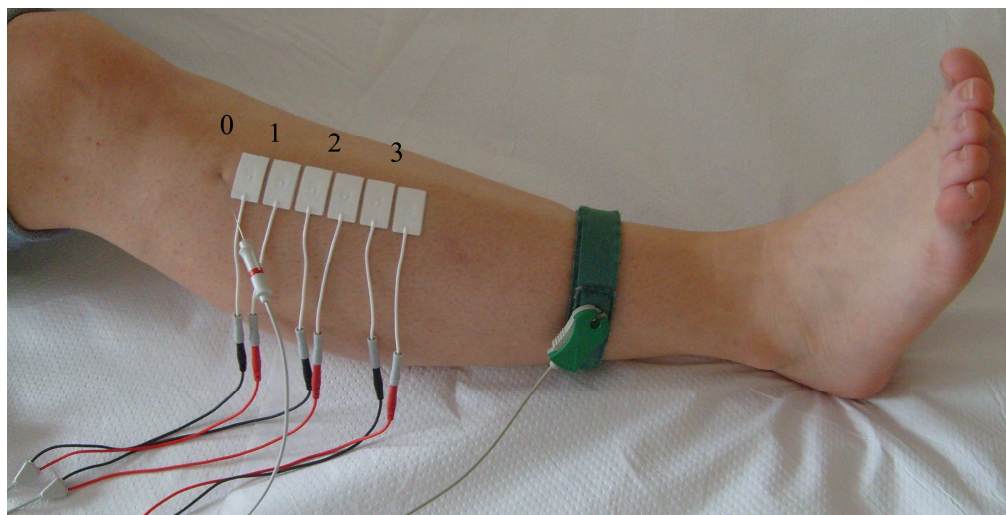
Etap 1. Zarejestrowano maksymalny skurcz dowolny mięśnia piszczelowego przedniego w 4 odprowadzeniach powierzchniowych (kolejno pozycja elektrod 0, 1, 2, 3; schemat badań 1) w grupie kontrolnej i osób chorych (rycina 15) wykorzystując program oscyloskopowy Keypoint moduł „Turns Analysis” (ustawienia filtrów 20Hz; 10kHz). Osoba badana proszona była o wykonanie maksymalnego zgięcia grzbietowego stopy z równoczesnym przyciągnięciem palców stopy w stronę twarzy i utrzymanie skurczu w miarę możliwości, przez 5 sekund. Taką próbę powtarzano dwukrotnie, a otrzymane wyniki uśredniano.



Rycina 15. Schemat 1 badań: rozmieszczenie elektrod odbiorczych podczas badania podstawowego (0, 1, 2, 3 -odprowadzenia gEMG).

Analiza zapisów przeprowadzana była „online”. Program automatycznie określał na wszystkich czterech odprowadzeniach parametry: liczbę zwrotów na sekundę [T/s], amplitudę przez liczbę zwrotów [A/T] oraz współczynnik-iloraz dwóch poprzednich parametrów [Ratio=T²/A*s].

Etap 2. W badaniach elektromiograficznych porównawczych (eEMG vs gEMG) zastosowano jedno odprowadzenie igłowe (0) i trzy rejestracje powierzchniowe (1, 2, 3) z mięśnia piszczelowego przedniego (rycina 16, schemat badań 2), wykorzystując skonstruowany tor pomiarowy oraz autorski program do rejestracji i analizy dr Mikołaja Baranowskiego. Pomiary przeprowadzono w grupie kontrolnej i grupie osób chorych. Pacjent wykonywał skurcz mięśnia piszczelowego przedniego z taką siłą, aby możliwa była rejestracja pojedynczych potencjałów czynnościowych jednostek ruchowych w odprowadzeniu igłowym. Następnie określano za pomocą kursorów parametry amplitudy, czasu trwania i pola powierzchni odpowiadających sobie potencjałów JR kolejno na wszystkich czterech odprowadzeniach. Wyniki tych pomiarów stabelaryzowano w programie. Prowadzono również obserwację zapisu spoczynkowego mięśnia.



Rycina 16. Schemat 2 badań: rozmieszczenie elektrod odbiorczych podczas badania podstawowego (0-odprowadzenie eEMG; 1, 2, 3-odprowadzenia gEMG).

Etap 3. Diagnozowani pacjenci (chorzy) poddani zostali rutynowemu badaniu eEMG mięśnia piszczelowego przedniego za pomocą modułu Quantitative EMG (Spont; MultiMUP, IP). W standardowym badaniu eEMG oceniano obecność czynności spontanicznej, czynność mięśnia przy około 30% skurczu maksymalnego przy którym rejestrowano pojedyncze potencjały jednostek ruchowych oraz rejestracje maksymalnego skurczu dowolnego mięśnia. Podczas badania rejestrowano potencjały z co najmniej dwóch wkłuc z różnych obszarów mięśnia. Oceniano amplitudę, czas trwania, pole powierzchni potencjałów oraz odsetek potencjałów powyżej 4 faz (polifazję) (ustawienia filtrów 5 Hz; 10kHz). Za pomocą kursorów dokonano korekty parametru czasu trwania potencjałów wyznaczając ich rzeczywisty początek i koniec. Amplituda i pole powierzchni zostały obliczone przez program automatycznie. Maksymalny skurcz badanego mięśnia oceniany był wzrokowo przez osobę

wykonywając badanie i poprzez analizę „chmurki Stålberga” (zależność amplitudy od liczby zwrotów sygnału na sekundę). Ilościowa analiza zapisu wysiłkowego trwającego około pięciu sekund obejmowała wartość średnią, odchylenie standardowe oraz zakres zmiennych: liczby zwrotów (T; Turns), amplitudy (Ampl; μV), wskaźników liczby zwrotów przez amplitudę ($T/A = \text{Turns}/\text{Ampl}$), aktywności sygnału (Activity; %), liczbę krótkich segmentów (NSS) oraz obwiednię sygnału, (profil aktywności mięśnia –Envelope; μV) (ustawienia filtrów: 20 Hz; 10 kHz).

Uzupełnieniem diagnostyki elektromiograficznej było badanie przewodzenia włókien ruchowych nerwu strzałkowego unerwiającego testowany mięsień zgodnie z metodą przedstawioną w rozdziale 1.5.1 rejestrując elektroda powierzchniową CMAP (falę M) z mięśnia prostownika krótkiego palców. Standardowego badania elektromiograficznego oraz badania przewodzenia nerwu strzałkowego nie wykonano u osób z grupy kontrolnej. Osoby te nie wyraziły zgody na przeprowadzenie wyżej wymienionych testów, z uwagi na ból towarzyszący badaniom.

Uwzględniając wynik badania ENG i eEMG grupę „neurogenną” podzielono na podgrupy, a analizy statystyczne zapisów elektromiograficznych (gEMG) prowadzono z uwzględnieniem tej klasyfikacji:

-**CHk** – pacjenci („chorzy”) z przewlekłym lub podoстрыm uszkodzeniem korzeni rdzeniowych L4-L5 (N=24; 15 kobiet, 9 mężczyzn; średnia wieku 51 lat, zakres wieku 21-82 lata)

-**CHs** – pacjenci („chorzy”) z uszkodzeniem nerwu strzałkowego (neuropatie, uszkodzenie powypadkowe, w wyniku ucisku na poziomie korzeni rdzeniowych); N= 5 uszkodzenie aksonalno-demielinizacyjne; N=12 zmiany o charakterze aksonalnym; (N=17; 5 kobiet, 12 mężczyzn; średnia wieku 52 lata, zakres wieku 14-79 lat).

5. Analiza statystyczna i wyniki badań.

Zebrany materiał badawczy opracowano przy wykorzystaniu autorskiego programu do analizy 4-kanałowego EMG dr Mikołaja Baranowskiego oraz za pomocą programu Statistica 8.0 (nr licencji JXNP910B316623AR-5) i GraphPad InStat ver. 3,06 (wersja demonstracyjna). Wszystkie rozpatrywane w pracy hipotezy weryfikowano na poziomie istotności $\alpha=0,05$.

5. 1. Wyniki badań pilotażowych oraz wnioski

Nadrzędnym celem przeprowadzonej analizy było potwierdzenie istnienia bądź braku statystycznie istotnych powiązań między otrzymanymi wartościami parametrów amplitudy i czasu trwania PCJR w badaniach eEMG i gEMG. Tabela poniżej (tabela 7) jest zestawieniem statystyk podstawowych dla zmiennych wyznaczonych w badaniu elektromiograficznym. Badane parametry wyrażone w skali interwałowej scharakteryzowano na podstawie wartości średniej, odchylenia standardowego, minimalnego i maksymalnego pomiaru oraz liczebności (Stanisz, 1998, Stanisz, 2005). Ponadto dla każdej odpowiadającej sobie pary potencjałów wyznaczono stosunek zarówno amplitud jak i czasów trwania (amplituda eEMG/gEMG oraz czas trwania eEMG/cz.tr. gEMG). Zmienne, których rozkład jest zgodny z rozkładem normalnym (test Shapiro-Wilka) zaznaczono w tabeli jako zacienione komórki. W sytuacji spełnienia warunku „normalności” przez parę zmiennych (np. amplituda eEMG i gEMG) w dalszych obliczeniach zastosowano test parametryczny tStudenta dla zmiennych powiązanych, w każdym innym przypadku jego odpowiednik nieparametryczny (test Wilcoxon) (Stanisz, 2005). Zestawienie otrzymanych wyników analizy porównawczej parametrów elektromiograficznych testem tStudenta lub testem Wilcoxon zawiera tabela 8.

Analizując wszystkie zebrane podczas badań pary potencjałów czynnościowych zarówno podczas lekkiego (160 PC) jak i umiarkowanego (83 PC) skurczu mięśnia piszczelowego przedniego wykazano statystycznie istotną różnicę w wartościach parametrów amplitud i czasów trwania między potencjałami zarejestrowanymi odprowadzeniem powierzchniowych i igłowym ($p_t < 0,05$; tabela 8). Rozpatrując wyniki badanych pacjentów indywidualnie można wyciągnąć następujące wnioski:

-wartości amplitud zarejestrowanych potencjałów podczas lekkiego skurczu nie różniły się istotnie statystycznie u badanych pięciu pacjentów, a w odniesieniu do parametru czasu trwania PC stwierdzono brak różnic w czterech przypadkach na dziesięć analizowanych;

Tabela 7. Zestawienie otrzymanych wartości parametrów PCJR rejestracji powierzchniowych i igłowych [średnia (odchylenie standardowe), zakres].

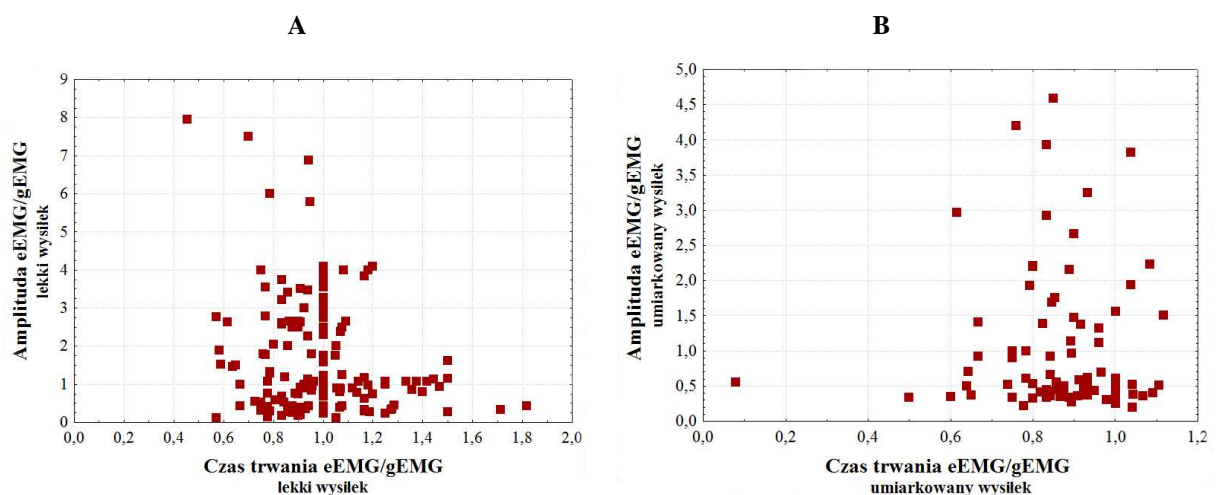
Pacjent	Ilość PCJR	Zapis w trakcie lekkiego wysiłku					Zapis w trakcie umiarkowanego wysiłku				
			Amplituda [uV]	Czas trwania [ms]	Amplituda eEMG/gEMG	Czas trwania eEMG/cz.tr. gEMG	Ilość PCJR	Amplituda [uV]	Czas trwania [ms]	Amplituda eEMG/gEMG	Czas trwania eEMG/cz.tr. gEMG
1. Kobieta 49 lat	7	eEMG	17,4 (4,8) 11-25	20,9 (5,9) 12-28	0,39 (0,17) 0,23-0,74	1,16 (0,32) 0,79-1,82	7	1009 (410) 523-10809	24,3 (9,9) 10-38	3,44 (0,83) 2,21-4,59	0,80 (0,09) 0,61-0,93
		gEMG	50,4 (19,3) 23-78	19,1 (7,4) 10-28				309 (150) 133-609	30,3 (12,1) 12-50		
2. Kobieta 65 lat	16	eEMG	119 (98) 9-390	22,8 (7,9) 14-40	1,13 (1,14) 0,12-3,90	0,87 (0,13) 0,59-1,05	9	620 (503) 323-1952	27,9 (9,9) 19-45	0,56 (0,61) 0,19-2,16	0,95 (0,07) 0,83-1,04
		gEMG	133 (71) 19-352	26,1 (7,8) 16-40				1340 (566) 785-2666	29,9 (11,7) 19-46		
3. Kobieta 49 lat	14	eEMG	33 (12) 15-57	19,9 (8,7) 10-38	0,65 (0,58) 0,23-1,79	1,13 (0,25) 0,76-1,71	6	86 (44) 38-166	14,5 (3,5) 11-21	0,46 (0,08) 0,32-0,54	1,00 (0,08) 0,87-1,10
		gEMG	78 (42) 19-161	19,2 (11,7) 7-50				185 (81) 95-323	14,5 (3,1) 11-19		
4. Kobieta 59 lat	27	eEMG	24 (16) 8-63	16,8 (3,4) 12-25	0,78 (0,29) 0,20-1,62	1,07 (0,18) 0,75-1,50	7	605 (239) 285-1047	33,7 (15,6) 20-66	1,61 (0,36) 1,14-2,20	0,94 (0,11) 0,80-1,12
		gEMG	33 (19) 13-80	16,1 (4,0) 8-23				373 (100) 190-476	36,6 (19,1) 25-78		
5. Mężczyz na 76 lat	22	eEMG	126 (49) 20-176	14,5 (4,13) 9-25	0,84 (0,35) 0,29-1,25	1,09 (0,24) 0,75-1,5	10	284 (48) 152-333	14,9 (4,4) 10-24	0,36 (0,02) 0,33-0,41	0,84 (0,14) 0,60-1,04
		gEMG	185 (144) 47-457	14,3 (5,9) 7-26				783 (139) 447-990	17,7 (3,7) 12-23		
6. Mężczyz na 55 lat	5	eEMG	85 (69) 25-200	11,4 (6,1) 7-21	1,89 (1,2) 1,00-4,00	0,68 (0,08) 0,58-0,78	22	590 (193) 100-1000	17,9 (7,5) 8-35	0,59 (0,29) 0,21-1,41	0,76 (0,18) 0,08-1,04
		gEMG	44 (21) 17-75	16,2 (7,2) 11-28				1207 (590) 100-2200	22,4 (7,8) 10-40		
7. Mężczyz na 26 lat	1	eEMG	34	21	0,58	0,81	13	467 (472) 50-1600	25,2 (8,4) 11-41	1,63 (0,87) 0,69-3,82	0,89 (0,12) 0,64-1,08
		gEMG	58	26				328 (353) 50-1200	28,2 (9,1) 12-48		
8. Kobieta 53 lata	10	eEMG	104 (39) 40-170	14,4 (4,3) 11-21	1,30 (0,51) 0,42-2,00	0,86 (0,14) 0,64-1,05	4	462 (239) 250-800	21,5 (6,4) 12-26	0,51 (0,05) 0,45-0,56	0,91 (0,06) 0,85-1,00
		gEMG	94 (56) 50-225	16,4 (2,5) 14-20				900 (430) 450-1450	24,0 (8,0) 12-28		
9. Mężczyz na 65 lat	10	eEMG	521 (500) 12-1350	13,1 (3,3) 8-18	3,73 (3,36) 0,12-7,94	0,74 (0,15) 0,45-0,95	4	175 (26) 140-200	23,5 (3,4) 20-28	0,51 (0,12) 0,35-0,61	0,94 (0,04) 0,90-1,00
		gEMG	112 (44) 48-170	18,0 (4,4) 12-24				365 (115) 230-480	25,0 (3,8) 22-30		
10. Mężczyz na 42 lata	47	eEMG	79 (17) 45-120	23,3 (5,7) 16,0-38,0	2,94 (0,65) 1,19-4,09	0,94 (0,120) 0,57-1,20					
		gEMG	28 (8) 14-52	24,8 (5,8) 16,0-44,0							
1-10	160	eEMG	102 (170) 8-1350	18,9 (6,8) 7,0-40,0	1,68 (1,48) 0,11-7,94	0,98 (0,22) 0,45-1,82	83	513 (372) 38-1952	21,9 (9,9) 8,0-66,0	1,03 (1,00) 0,17-4,59	0,87 (0,15) 0,08-1,12
		gEMG	76 (83) 13-457	20,1 (7,7) 7,0-50,0				765 (600) 50-2666	24,9 (10,9) 10,0-78,0		

Zmienne, których rozkład zgodny jest z rozkładem normalnym zaznaczono na szaro $p \geq 0,05$ test Shapiro-Wilka

Tabela 8. Wyniki testu Wilcozona i testu t-Studenta dla zmiennych powiązanych (zaznaczono na szaro) ($p > 0,05$ oznacza brak wystąpienia statystycznie istotnych różnic między mierzonymi parametrami badania eEMG i gEMG).

Pacjent	p_i – prawdopodobieństwo testowe			
	Zapis w trakcie lekkiego wysiłku		Zapis w trakcie umiarkowanego wysiłku	
	Amplituda [uV]	Czas trwania [ms]	Amplituda [uV]	Czas trwania [ms]
1	0,0023	0,3798	0,0006	0,0060
2	0,4631	0,0036	0,0366	0,1282
3	0,0011	0,1536	0,0025	1,0000
4	0,0002	0,1365	0,0128	0,1762
5	0,3317	0,5566	0,0506	0,0145
6	0,2238	0,0011	0,0001	0,0001
7	-	-	0,0652	0,0085
8	0,2624	0,0284	0,0225	0,1088
9	0,0744	0,0023	0,0344	0,0576
10	0,0001	0,0028	-	-
razem	0,0239	0,0006	0,0004	0,0001

- wyznaczone średnie wartości współczynników Amp eEMG/Amp gEMG dla w/w przypadków zawierają się w przedziale od 0,84 do 3,37, za wyjątkiem średniego współczynnika uzyskanego u pacjenta Nr 5 wszystkie są większe od jedności co oznacza że u pozostałych 4 pacjentów amplitudy potencjałów rejestrowanych elektroda igłową są większe od tych odbieranych elektrodą powierzchniową;
- współczynniki czas trwania eEMG/czas trwania gEMG u pacjentów u których stwierdzono brak statystycznie istotnych różnic w długości potencjałów są nieznacznie większe od jedności (średnie wartości od 1,07-1,16), a więc potencjały rejestrowane elektrodą igłową są dłuższe od rejestrowanych odprowadzeniem powierzchniowym. Stwierdzenie to nie jest poparte istotnością statystyczną, a jest to bardziej wniosek intuicyjny.
- tylko wyniki jednego pacjenta (Nr 5) zarówno pod względem amplitudy jak i długości potencjałów nie różniły się istotnie statystycznie między rodzajami odprowadzeń.
- średnie wartości amplitud potencjałów eEMG i gEMG zarejestrowanych w trakcie umiarkowanego skurczu mięśnia różniły się statystycznie istotnie w badaniach 8 pacjentów, natomiast aż u pięciu pacjentów nie stwierdzono różnic w czasach trwania PC między odprowadzeniem igłowym a powierzchniowych;
 - w przypadkach gdzie długości czasów PC eEMG nie różniły się od czasów trwania PC gEMG współczynniki czas trwania eEMG/czas trwania gEMG zawierały się w przedziale 0,91-1,00 co oznacza, że potencjały eEMG były krótsze od tych rejestrowanych elektroda igłową. Stwierdzenie to nie jest poparte istotnością statystyczną, a jest to bardziej wniosek intuicyjny.



Rycina 17. Wykresy rozrzutu parametru Amplituda eEMG/gEMG względem parametru Czas trwania eEMG/gEMG; A- podczas lekkiego wysiłku, B- podczas umiarkowanego wysiłku.

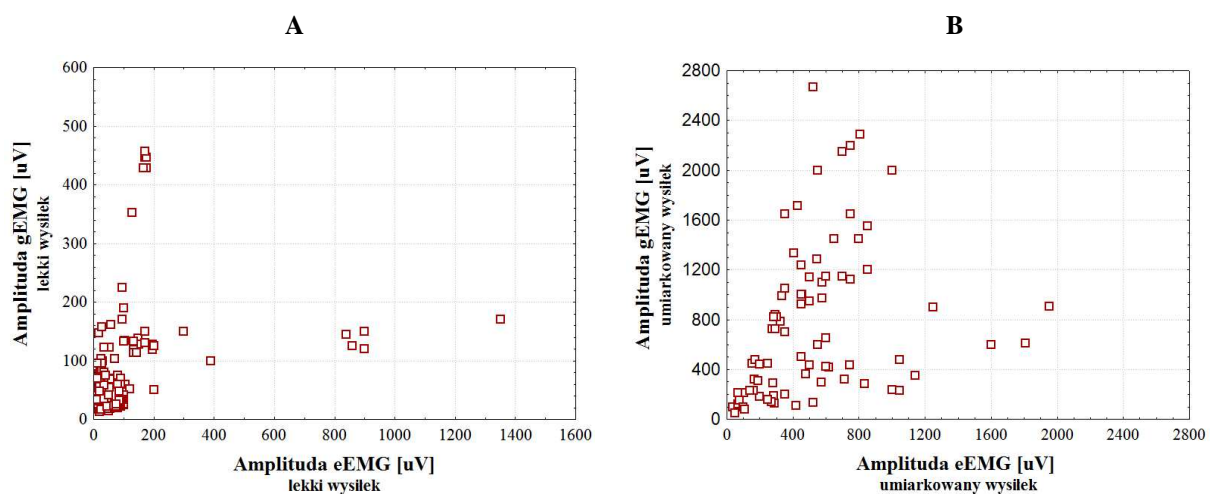
Potencjały czynnościowe rejestrowane podczas lekkiego wysiłku mięśnia obiema metodami są niskoamplitudowe (średnia wartość amplitudy eEMG -102 μV , gEMG - 76 μV) o relatywnie długim czasie trwania (średnia wartość czasu trwania eEMG -18,9 ms, gEMG 20,1 ms). W wysiłku umiarkowanym amplitudy rejestracji eEMG i gEMG są zdecydowanie wyższe (średnia wartość amplitudy eEMG -513 μV , gEMG -765 μV), czasy trwania (średnia wartość czasu trwania eEMG -21,9 ms, gEMG 24,9 ms).

Przeprowadzono również analizę korelacji między zmiennymi badania elektromiografii igłowej a parametrami badania powierzchniowego z uwzględnieniem podziału w zależności od poziomu skurczu mięśnia. Ponieważ analizowane zmienne nie spełniają warunku zgodności z rozkładem normalnym, zastosowano korelacje nieparametryczne (Armitage, 1978; Stanisław, 2005; Bobrowski i Łybacka, 1995). Wyniki zestawiono w tabeli 9. W analizie statystycznej przyjęto następującą skalę (r_s - współczynnik korelacji rang Spearmana) (Stanisław, 2005):

- $r_s = 0$ zmienne nie są skorelowane
- $0 < r_s < 0,1$ korelacja nikła
- $0,1 = < r_s < 0,3$ korelacja słaba
- $0,3 = < r_s < 0,5$ korelacja przeciętna
- $0,5 = < r_s < 0,7$ korelacja wysoka
- $0,7 = < r_s < 0,9$ korelacja bardzo wysoka
- $0,9 = < r_s < 1$ korelacja prawie pełna.

Tabela 9. Wyniki analizy korelacji porządku rang Spearmana (korelacje istotne statystycznie $p < 0,05$ zaznaczono na czerwono).

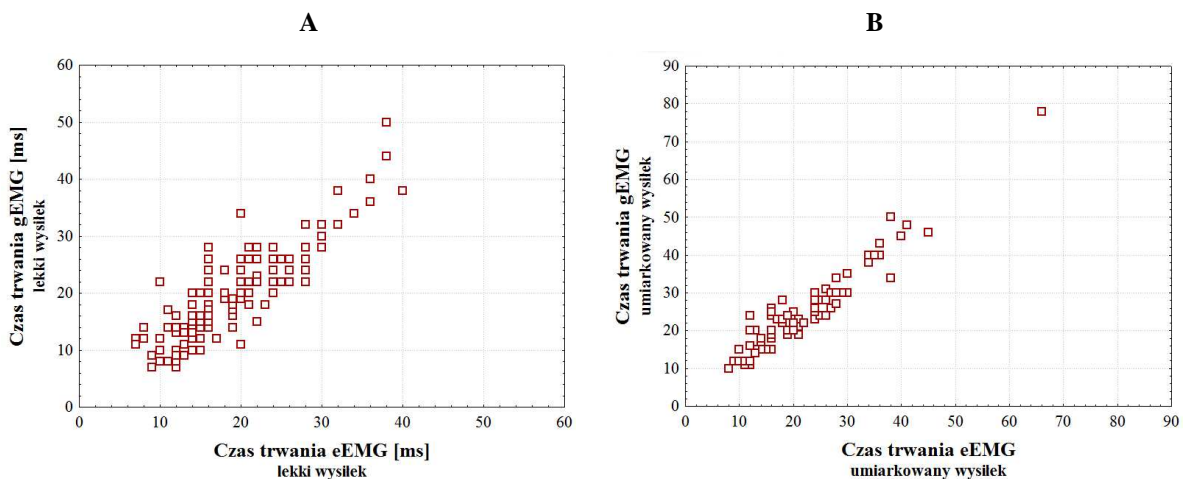
N	Korelowane zmienne	R-Spearmana	poziom p
160	Amplituda PC eEMG i Amplituda PC gEMG- lekki skurcz	0,49	0,0001
160	Czas trwania PC eEMG i Czas trwania PC gEMG-lekki skurcz	0,84	0,0001
82	Amplituda PC EMG i Amplituda PC gEMG - umiarkowany skurcz	0,51	0,0001
82	Czas trwania PC EMG i Czas trwania PC gEMG -umiarkowany skurcz	0,91	0,0001



Rycina 18. Wykresy rozrzutu parametru Amplituda gEMG względem parametru Amplituda eEMG; A- podczas lekkiego skurczu mięśnia, B- podczas umiarkowanego skurczu mięśnia.

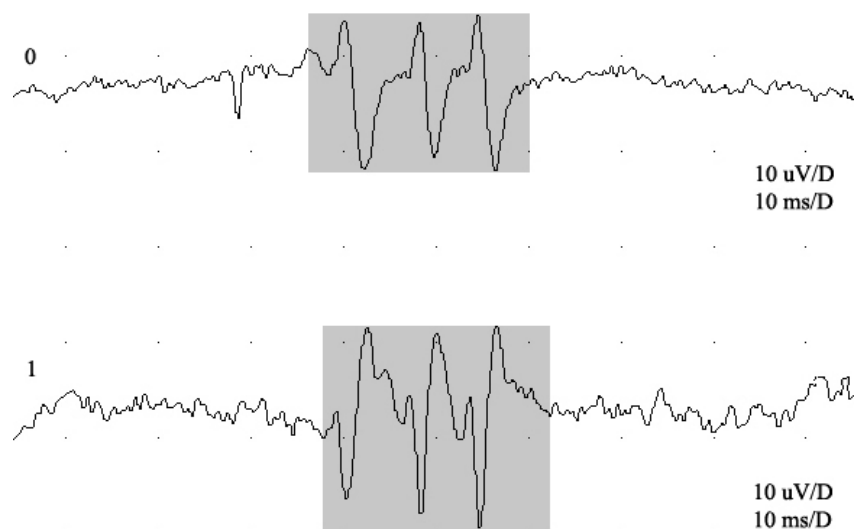
Zachodzi przeciętna, istotna statystycznie korelacja między amplitudą eEMG i amplitudą gEMG podczas wysiłku lekkiego i umiarkowanego badanego mięśnia. Na wykresach rozrzutu (rycina 18, A) można zauważyć, że bardzo licznie występują pomiary odstające, które mogą w zasadniczy sposób wpływać na siłę zależności między parametrami amplitudy eEMG i gEMG podczas lekkiego wysiłku mięśnia. Jednakże usunięcie jedenastu pomiarów skrajnych nie poprawia siły związku między nimi, przeciwnie staje się mniejsza ($N=149$; $r_s = 0,39$; poziom $p= 0,0001$).

Korelacja bardzo wysoka (istotna statystycznie) występuje dla parametru czasu trwania PC w rejestracjach podczas lekkiego skurczu mięśnia ($r_s = 0,84$; rycina 19, A). Natomiast w trakcie badania skurczu umiarkowanego mięśnia korelacja zmiennej czas trwania eEMG do zmiennej czas trwania gEMG jest prawie pełna ($r_s = 0,91$; rycina 19, B). Związek między czasem trwania PC zapisu eEMG, a czasem trwania PC rejestracji gEMG jest dodatni (wzrost czasu trwania eEMG odpowiada wzrostowi czasu trwania gEMG) i liniowy.



Rycina 19. Wykresy rozrzutu parametru Czas trwania gEMG względem parametru Czas trwania eEMG; A- podczas lekkiego skurczu mięśnia, B- podczas umiarkowanego skurczu mięśnia.

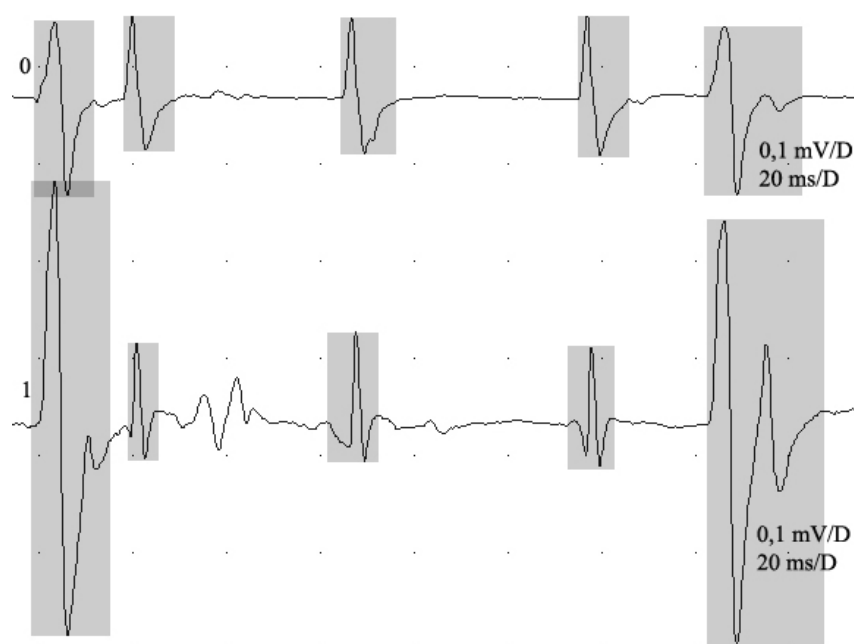
Poniższe ryciny są przykładami otrzymanych zapisów elektromiograficznych w analizowanej grupie pilotażowej osób chorych. Cyfrą 0 oznaczono odprowadzenie igłowe eEMG - górny przebieg, cyfrą 1- odprowadzenie powierzchniowe gEMG – dolny przebieg. W zapisie spoczynkowym (rycina 20) zaobserwowano niemal identyczne postaci potencjałów spontanicznych o charakterze miokimi (triplet) zarówno w odprowadzeniu z powierzchni mięśnia jak i igłowym.

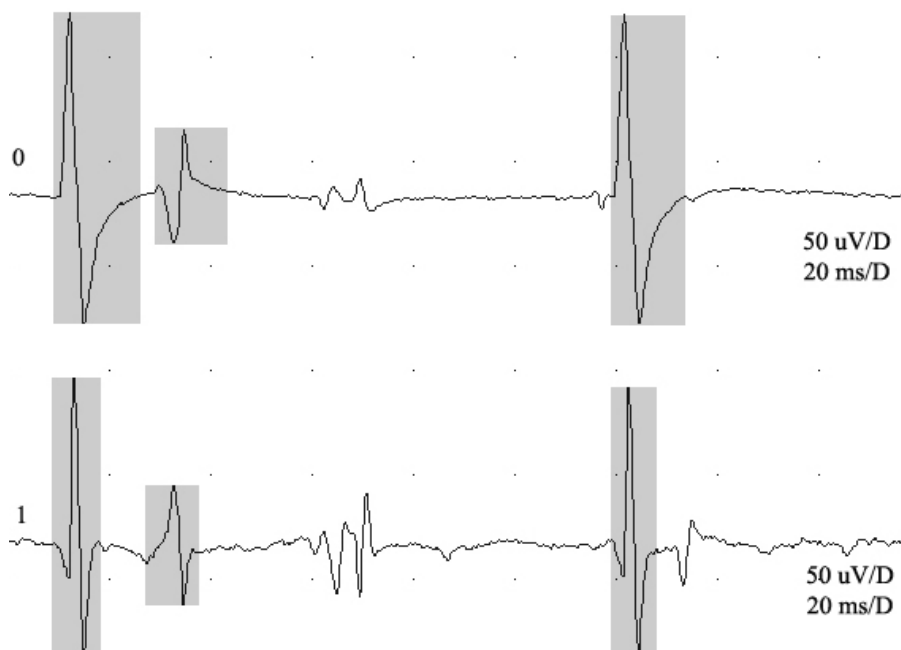


Rycina 20. Przykład zapisu spoczynkowego -triplet (Pacjentka 4): 0-odprowadzenie igłowe eEMG; 1- odprowadzenie powierzchniowe gEMG (Materiał własny).

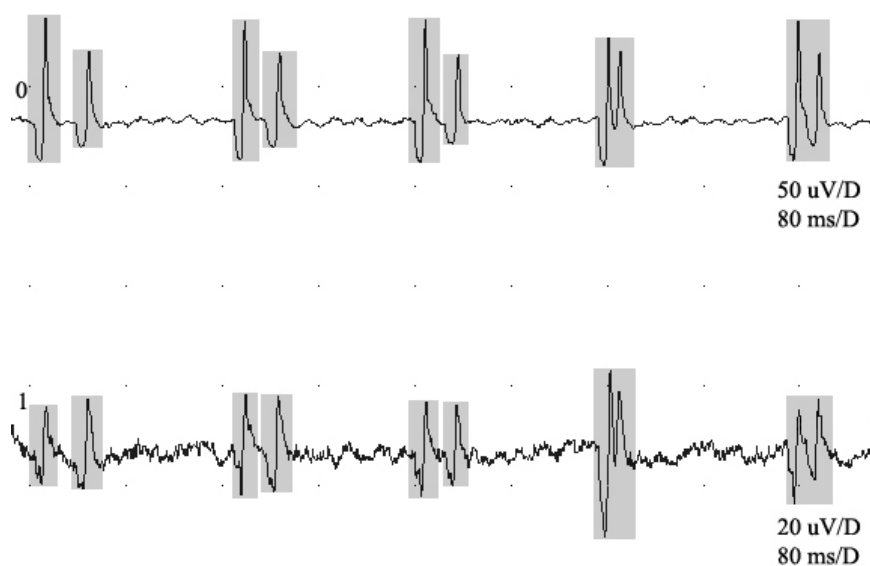
Za wyjątkiem powyższego zapisu nie rejestrowano w odrowadzeniu powierzchniowym gEMG w spoczynku mięśnia piszczelowego przedniego wyładowań spontanicznych mimo, że występowały u niektórych pacjentów w rejestracji igłowej.

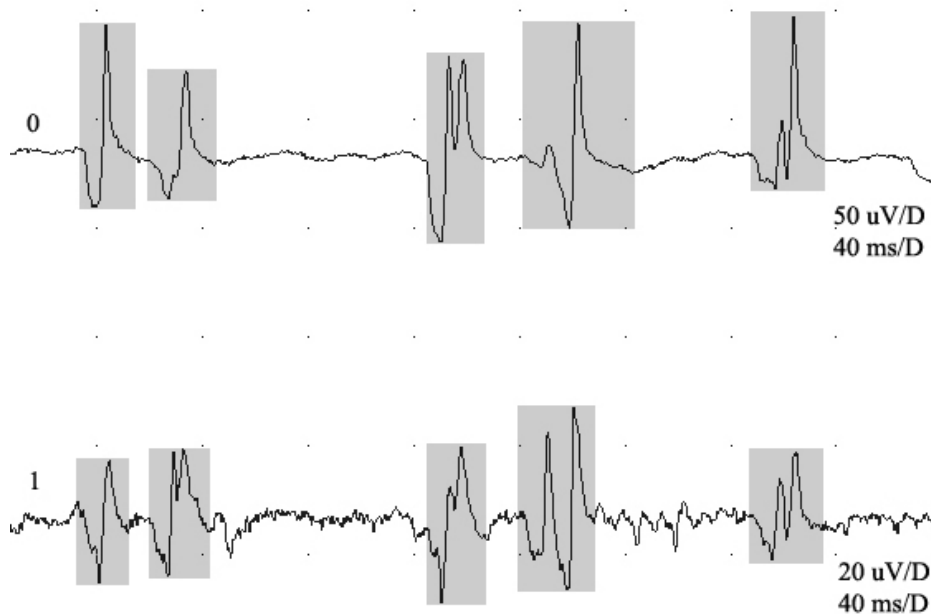
Obserwacja zapisu wysiłku lekkiego lub umiarkowanego badanego mięśnia (przy podstawie czasu, około 20 – 80 ms), umożliwiła wyodrębnienie pojedynczych potencjałów jednostek ruchowych lub grup potencjałów i określenie ich czasu trwania oraz amplitudy–obszar ograniczający początek i koniec PC oraz maksymalne i minimalne wychylenie PC zaznaczono na szaro (ryciny 21, 22, 23). Uwidacznia się wyraźna zmienność parametru amplitudy oraz liczby faz przy obu odrowadzeniach.



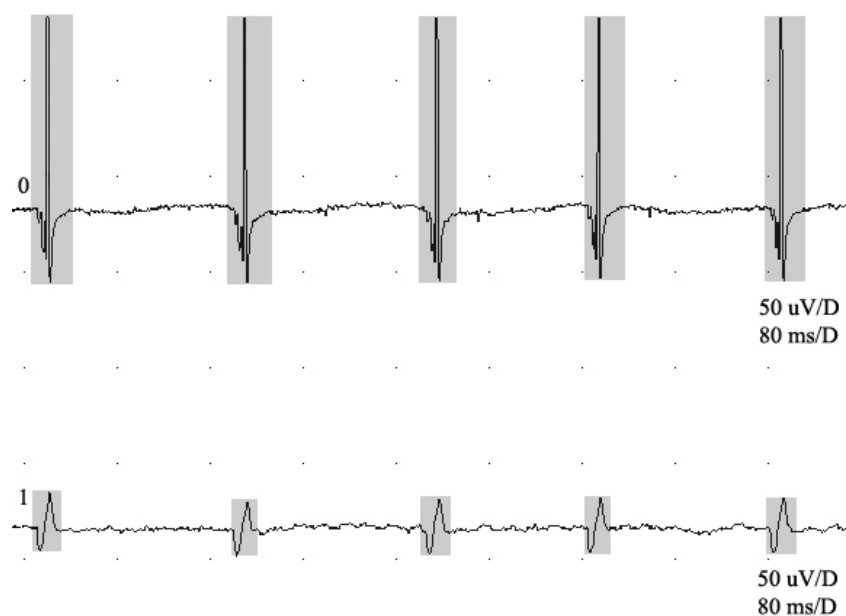


Rycina 21. Przykłady rejestracji elektromiograficznych (Pacjent 5): 0-odprowadzenie igłowe eEMG; 1- odprowadzenie powierzchniowe gEMG (Materiał własny).





Rycina. 22. Przykłady rejestracji elektromiograficznych (Pacjent 10): 0-odprowadzenie igłowe eEMG; 1- odprowadzenie powierzchniowe gEMG (Materiał własny).



Rycina. 23. Przykłady rejestracji elektromiograficznych (Pacjent 10): 0-odprowadzenie igłowe eEMG; 1- odprowadzenie powierzchniowe gEMG.

W trakcie badań pilotażowych zaobserwowano, że podobieństwo zapisu globalnego EMG do elementarnej rejestracji potencjałów czynnościowych prawdopodobnie tych samych jednostek ruchowych badanego mięśnia zależy między innymi od poziomu skurczu mięśnia, a także od odległości struktur generujących potencjały od elektrody, a możliwość detekcji czynności spontanicznej przy wykorzystaniu elektromiografii powierzchniowej jest

wątpliwa. Wyniki przeprowadzonych analiz statystycznych, wskazują natomiast, na zdecydowanie większą komplementarność parametrów czasów trwania potencjałów jednostek ruchowych rejestrowanych obiema metodami elektromiograficznymi aniżeli amplitud PCJR.

5. 2. Wyniki badań podstawowych

Statystyki opisowe

W tabelach poniżej zestawiono statystyki opisowe (średnia, odchylenie standardowe, zakres), dla zmiennych wyznaczonych w kolejnych etapach badania. Zmienne, których rozkład jest zgodny z rozkładem normalnym (test Shapiro-Wilka) zaznaczono w tabelach na szaro. W przypadku danych uzyskanych w badaniu elektromiograficznym z jednym odprowadzeniem igłowym i czterema rejestracjami powierzchniowymi (rycina 16) wyniki opracowano i zaprezentowano oddzielnie dla każdego pacjenta (tabela 13).

Tabela 10. Statystyki podstawowe [średnia, (odchylenie standardowe), zakres] dla zmiennych otrzymanych w badaniu elektroneurograficznym według metody przedstawionej na rycinie 5. Dane opracowane za pomocą modułu MCV w systemie Keypoint.

grupa	Ilość badań	Amplituda 1 [mV]	Amplituda 2 [mV]	Amplituda 3 [mV]	CV ₁₂ [m/s]	CV ₂₃ [m/s]	Latencja końcowa [ms]	min Lat F-M*
CHk	24	5,2 (1,8) 2,3-9,0	4,6 (1,7) 2,1-8,1	4,6 (1,7) 2,1-8,2	49,5 (4,2) 41,4-58,2	50,4 (6,3) 40,6-66,7	3,8 (0,5) 2,8-4,6	42,6 (4,5) 35,8-51,8
CHs	16	1,7 (1,2) 0,1-4,8	1,2 (0,9) 0,0-3,0	1,2 (0,9) 0,0-3,0	39,6 (11,7) 11,2-53,6	43,8 (9,9) 13,5-53,6	4,9 (1,5) 3,4-8,8	46,3 (5,5) 39,3-54,7
Wszyscy pacjenci	40	3,8 (2,3) 0,1-9,0	3,2 (2,2) 0,0-8,1	3,2 (2,2) 0,0-8,2	45,5 (9,4) 11,2-58,2	47,8 (8,5) 13,5-66,7	4,3 (1,2) 2,8-8,8	43,6 (4,9) 35,8-54,7

Zmienne, których rozkład zgodny jest z rozkładem normalnym zaznaczono na szaro p \geq 0,05 test Shapiro-Wilka
* U siedmiu pacjentów nie zarejestrowano fali F

Tabela 11. Statystyki podstawowe [średnia, (odchylenie standardowe), zakres] dla zmiennych otrzymanych w badaniu elektromiograficznym igłowym eEMG w grupie „neurogennej”. Dane opracowane za pomocą modułu MultiMUP i IP w systemie Keypoint.

grupa	Ilość badań	Parametry PCJR (skurcz umiarkowany)					Parametry badania wysiłkowego IP (skurcz maksymalny)						
		Liczba PCJR	Amplituda [μV]	Czas trwania [ms]	Pole [μVms]	Polifazja [%]	Turns	Amplituda [μV]	T/A	Activity [%]	NSS	Envelope [μV]	Ocena wzrokowa*
CHk	24	22 (2) 18-29	1665 (478) 1011-3122	13,5 (2,2) 9,7-19,7	2876 (832) 1465-4739	14 (12) 0-52	387 (103) 242-579	886 (356) 431-1695	0,50 (0,20) 0,17-0,83	36 (15) 11-65	217 (115) 54-433	2842 (1373) 1163-6826	zapis pośredni (8)
CHs	17	21 (2) 17-27	2445 (1278) 774-5172	14,0 (2,7) 9,5-18,9	4771 (2854) 819-10415	19 (14) 0-55	304 (129) 135-548	961 (388) 487-1911	0,35 (0,14) 0,11-0,74	27 (19) 5-62	151 (108) 44-414	3373 (2226) 1323-8847	zapis pośredni ubogi (7)
Wszyscy pacjenci	41	21 (2) 17-29	1989 (967) 774-5172	13,7 (2,4) 9,5-19,7	3662 (2133) 816-10415	16 (13) 0-55	351 (120) 135-579	918 (367) 431-1911	0,43 (0,19) 0,11-0,83	32 (17) 5-65	188 (115) 44-433	3072 (1784) 1163-8847	zapis pośredni ubogi (14)

Zmienne, których rozkład zgodny jest z rozkładem normalnym zaznaczono na szaro p \geq 0,05 test Shapiro-Wilka
*Zmienna „ocena wzrokowa” zapisu wysiłkowego scharakteryzowana jest za pomocą mody i liczności mody (ocena zapisu wysiłkowego zgodnie z klasyfikacją: zapis prosty, pośredni ubogi, pośredni, pośredni bogaty, interferencyjny).

Tabela 12. Statystyki podstawowe [średnia, (odchylenie standardowe), zakres] dla zmiennych otrzymanych w badaniu elektromiograficznym według metody przedstawionej na rycinie 15. Dane opracowane za pomocą modułu „Turns Analysis” w systemie Keypoint.

		Odprowadzenie											
Grupa	Ilość pacjentów	0 eEMG			1 gEMG			2 gEMG			3 gEMG		
		T ₀ /s ₀	A ₀ /T ₀	Ratio 0	T ₁ /s ₁	A ₁ /T ₁	Ratio 1	T ₂ /s ₂	A ₂ /T ₂	Ratio 2	T ₃ /s ₃	A ₃ /T ₃	Ratio 3
CHk	24	257 (123) 0-424	375 (232) 0-1130	0,69 (0,27) 0-1,17	244 (118) 20-402	377 (202) 132-941	0,65 (0,24) 0,12-1,03	220 (111) 46-435	370 (237) 122-1138	0,63 (0,22) 0,25-1,01	201 (99) 8-385	495 (334) 172-1652	0,44 (0,20) 0,04-0,77
CHs	17	192 (125) 0-378	358 (230) 0-910	0,50 (0,34) 0-1,02	177 (140) 0-396	336 (206) 0-718	0,46 (0,27) 0-0,93	156 (125) 4-405	347 (241) 116-893	0,43 (0,24) 0,03-0,82	136 (105) 0-302	401 (415) 0-1472	0,36 (0,25) 0-0,92
Wszyscy pacjenci	41	230 (126) 0-424	368 (229) 0-1130	0,61 (0,31) 0-1,17	216 (130) 0-402	360 (202) 0-941	0,57 (0,27) 0-1,03	139 (120) 4-435	361 (236) 116-1138	0,54 (0,25) 0,03-1,01	174 (105) 0-385	456 (368) 0-1652	0,41 (0,23) 0-0,92
Norma	17	327 (62) 218-428	439 (127) 253-704	0,78 (0,17) 0,52-1,15	330 (201) 201-482	422 (93) 237-592	0,79 (0,12) 0,57-1,05	294 (81) 182-428	486 (193) 219-846	0,65 (0,17) 0,38-0,99	234 (87) 48-379	465 (215) 183-1039	0,55 (0,22) 0,20-0,92

Zmienne, których rozkład zgodny jest z rozkładem normalnym zaznaczono na szaro p≥0,05 test Shapiro-Wilka

Tabela 13. Statystyki podstawowe [średnia, (odchylenie standardowe), zakres] dla zmiennych otrzymanych w badaniu elektromiograficznym w „grupie neurogennej” według metody przedstawionej na rycinie 16 – Dane opracowane za pomocą niezależnej aplikacji w LabView (T-czas trwania potencjału; A- wartość amplitudy potencjału; S- pole powierzchni potencjału).

		Odprowadzenie (ryc X)											
Numer pacjenta (grupa)	Ilość PC	0 eEMG			1 gEMG			2 gEMG			3 gEMG		
		T0 [ms]	A0 [µV]	S0 [µV ms]	T1 [ms]	A1 [µV]	S1 [µV ms]	T2 [ms]	A2 [µV]	S2 [µV ms]	T3 [ms]	A3 [µV]	S3 [µV ms]
1 (CHs)	10	15,9 (4,3) 9,9-24,8	514 (352) 86-1044	1987 (1844) 425-5630	16,8 (7,8) 7,5-33,3	94 (31) 55-146	705 (682) 65-2220	17,0 (4,9) 11,3-29,4	135 (56) 50-262	1133 (983) 5-2595	17,6 (3,0) 14,3-24,8	180 (81) 93-372	3320 (962) 2245-5495
2 (CHs)	5/5/2	13,6 (3,2) 10,0-16,9	1297 (829) 628-2707	1924 (1971) 10-5170	13,2 (3,1) 7,6-14,8	143 (26) 118-177	648 (483) 25-1200	14,3 (2,4) 12,5-16,6	36 (0,2) 32-36	677 (24) 660-695	14,8 (5,3) 11,1-18,7	66 (28) 46-86	1867 (1849) 560-3175
3 (CHk)	22	17,6 (3,2) 9,6-23,1	584 (325) 41-1156	4679 (3375) 310-13045	18,8 (3,1) 12,3-23,7	228 (61) 103-420	682 (520) 5-2050	15,9 (1,6) 13,4-18,4	57 (17) 13-18	1127 (294) 555-1565	15,9 (1,8) 12,8-19,2	60 (18) 29-113	2506 (304) 2095-3180
4 (CHk)	8	14,7 (2,4) 11,1-18,4	452 (283) 120-755	2595 (2579) 465-8245	12,6 (3,4) 7,5-18,2	88 (34) 45-148	1003 (1177) 140-3090	15,2 (3,3) 11,1-20,7	118 (30) 86-163	488 (245) 20-775	17,9 (4,4) 13,1-24,8	110 (23) 68-114	3090 (1203) 1055-4165
5 (CHk)	37/37/ 32/23	17,1 (2,9) 13,5-28,4	578 (448) 158-2041	2454 (2111) 490-11690	16,2 (2,9) 12,6-26,6	96 (61) 34-261	286 (237) 10-855	17,1 (2,3) 11,5-22,8	47 (21) 13-111	549 (328) 5-1545	15,5 (3,1) 11,2-22,1	86 (36) 18-168	1839 (902) 980-5170
6 (CHk)	44	16,0 (4,7) 8,2-37,1	580 (461) 167-2590	3949 (2733) 340-10715	16,3 (2,8) 7,6-22,2	414 (269) 80-1162	1033 (792) 50-2605	17,9 (2,7) 9,6-21,9	232 (107) 86-496	1777 (1185) 150-4675	18,2 (2,6) 13,4-23,6	140 (65) 32-301	2451 (921) 540-4310
7 (CHk)	6	12,4 (1,5) 10,2-14,1	431 (231) 171-767	3718 (3636) 10-8825	9,5 (2,0) 6,7-11,4	43 (9,6) 30-54	560 (396) 65-1070	10,1 (1,7) 7,9-10,2	31 (8) 25-49	279 (113) 195-480	11,9 (2,4) 8,4-14,3	56 (33) 14-100	1048 (527) 180-1675
8 (CHk)	10	12,9 (1,3) 10,5-14,9	143 (57) 93-277	1244 (473) 670-2060	14,3 (2,9) 9,9-18,6	42 (15) 17-70	552 (322) 25-995	16,7 (1,8) 13,1-19,3	37 (5) 27-44	297 (213) 10-610	16,0 (1,4) 14,3-18,6	53 (9) 36-69	2053 (579) 675-2870
9 (CHk)	10	13,5 (1,8) 10,2-16,1	380 (100) 296-643	1497 (776) 390-2500	12,7 (2,5) 10,2-17,2	34 (7) 22-45	306 (215) 20-720	14,9 (2,5) 10,2-18,4	52 (17) 27-87	265 (217) 5-535	14,8 (1,3) 12,6-16,4	164 (63) 89-300	2738 (1082) 1575-5335
10 (CHk)	12	14,1 (3,7) 6,4-20,2	427 (405) 87-1144	1403 (1552) 13,8-5250	13,5 (3,2) 8,2-18,9	70 (17) 41-92	860 (373) 250-1423	13,6 (3,0) 7,8-18,7	133 (49) 78-231	1151 (891) 75-3431	15,7 (3,3) 7,6-20,7	150 (40) 75-217	458 (426) 28-1271
11 (CHs)	13/13/ 13/11	17,2 (4,5) 10,8-22,5	699 (340) 273-1222	8473 (5281) 760-16405	16,4 (4,4) 7,0-22,4	123 (56) 56-276	1261 (860) 125-2510	14,5 (3,6) 8,8-20,7	75 (52) 27-197	1544 (676) 700-3170	13,9 (3,7) 9,3-21,9	118 (84) 59-367	1000 (502) 275-1705
12 (CHs)	9/9/9/6	18,7 (4,6) 15,2-29,4	444 (224) 227-934	3883 (2350) 530-8030	18,7 (5,3) 11,6-29,4	60 (17) 44-97	672 (719) 15-1970	17,1 (4,7) 10,8-25,7	44 (13) 24-71	303 (448) 10-1450	14,8 (1,9) 12,6-16,8	41 (17) 16-62	1853 (459) 1405-2545
13 (CHk)	31	17,3 (3,8) 7,6-24,5	580 (241) 248-1430	3536 (2041) 125-9115	18,7 (3,9) 9,7-26,3	164 (54) 92-302	1199 (719) 230-2710	15,7 (4,3) 7,3-25,7	109 (37) 60-193	792 (363) 70-1395	16,4 (3,6) 9,9-26,9	143 (66) 61-381	1838 (738) 555-3860
14 (CHs)	6	11,2 (2,5) 8,4-14,0	841 (243) 422-1068	2510 (2131) 913-6388	9,8 (2,6) 6,1-13,4	66 (19) 29-85	577 (276) 331-1103	11,7 (2,4) 9,1-16,1	100 (31) 69-149	668 (610) 33-1532	12,5 (1,9) 10,2-14,9	204 (67) 127-300	1055 (726) 113-2212

15 (CHK)	24	15,7 (3,4) 11,7-23,2	632 (421) 146-1623	2375 (2832) 114- 10844	13,8 (2,9) 8,8-18,7	115 (37) 64-198	876 (514) 20-1740	13,4 (2,8) 7,3-18,5	110 (37) 40-170	1072 (495) 178-1960	14,7 (3,3) 10,2-23,1	327 (169) 59-624	1032 (845) 10-2947
16 (CHK)	12	13,8 (3,6) 9,6-21,3	589 (164) 252-750	2182 (1302) 922-5435	14,2 (4,1) 7,5-20,2	70 (19) 38-106	254 (157) 59-594	17,3 (3,8) 10,8-24,5	155 (102) 46-292	881 (445) 346-1602	16,5 (3,4) 11,1-22,8	90 (33) 50-149	1933 (698) 328-2907
17 (CHK)	18/18/ 15/15	11,1 (3,8) 5,5-20,4	686 (538) 159-1863	2264 (2204) 91-7847	12,2 (3,7) 4,6-18,7	114 (71) 47-309	533 (277) 85-1013	12,9 (3,1) 8,4-18,4	65 (14) 41-97	533 (267) 90-883	15,1 (3,0) 9,1-20,2	111 (41) 40-192	2918 (1075) 770-4680
18 (CHs)	18/18/ 18/16	14,4 (1,9) 10,8-17,5	648 (595) 92-2038	1795 (1877) 6-6053	15,1 (2,2) 10,2-18,6	162 (60) 75-284	713 (479) 94-1806	15,9 (3,4) 10,8-21,0	231 (76) 56-331	1372 (1194) 142-4090	15,9 (2,0) 12,6-20,7	189 (106) 34-337	823 (512) 104-2210
19 (CHK)	5	17,4 (4,4) 11,9-22,2	531 (420) 199-1076	1647 (407) 1028- 2155	18,2 (2,8) 15,2-21,3	279 (126) 139-420	3784 (1619) 1944- 5472	16,2 (2,9) 12,6-20,2	81 (20) 58-115	1554 (530) 890-2199	15,7 (3,4) 11,9-20,4	146 (67) 105-265	1184 (1012) 298-2822
20 (CHs)	15/15/ 15/10	13,4 (3,5) 7,6-20,2	490 (206) 205-827	2588 (2730) 180-8697	13,9 (3,6) 8,4-19,3	120 (32) 77-169	1269 (769) 17-2956	14,2 (1,8) 11,3-18,1	135 (35) 88-236	1695 (625) 169-2651	12,8 (1,8) 8,4-14,8	59 (24) 34-102	371 (201) 82-607
21 (CHs)	12/12/ 12/0	13,8 (2,6) 11,3-20,4	313 (164) 186-691	4150 (2133) 1162- 9369	12,1 (2,2) 8,2-15,5	110 (51) 61-213	936 (865) 31-2962	12,6 (1,9) 8,5-15,2	87 (24) 57-126	1150 (625) 68-2249			
22 (CHs)	16	16,7 (5,3) 11,2-29,4	525 (536) 36-1803	5188 (5390) 94-19958	16,7 (5,5) 12,2-31,3	171 (81) 62-330	2004 (1065) 846-4762	17,9 (4,8) 13,7-30,4	192 (189) 34-593	1952 (942) 314-4406	19,1 (5,5) 13,5-33,2	300 (352) 25-1176	4368 (2188) 1895-8278
23 (CHK)	7	13,4 (3,1) 10,5-19,9	442 (110) 266-582	2743 (2401) 155-6627	13,2 (4,7) 6,7-20,4	94 (38) 52-162	1023 (660) 410-1965	14,3 (3,8) 8,2-19,6	134 (62) 66-233	1645 (878) 370-2889	18,2 (3,9) 13,4-22,5	173 (76) 86-291	4669 (1845) 2453-6814
		0 eEMG			1 gEMG			2 gEMG			3 gEMG		
Numer pacjenta (grupa)	Ilość PC	T0 [ms]	A0 [µV]	S0 [µV ms]	T1 [ms]	A1 [µV]	S1 [µV ms]	T2 [ms]	A2 [µV]	S2 [µV ms]	T3 [ms]	A3 [µV]	S3 [µV ms]
24 (CHs)	19	11,3 (2,4) 6,4-17,5	794 (357) 494-1698	2841 (2825) 323- 11339	11,7 (1,8) 9,1-14,5	400 (232) 143-1004	1977 (1154) 154-5314	11,1 (1,6) 8,4-14,6	195 (143) 95-681	1062 (507) 274-1826	11,1 (2,2) 7,9-17,8	148 (35) 100-227	685 (504) 37-1904
25 (CHK)	10/10/ 10/9	14,1 (5,4) 7,3-21,6	400 (137) 279-714	6531 (4234) 1524- 15055	13,4 (3,9) 10,2-23,1	131 (31) 93-179	1992 (883) 313-3153	13,3 (3,1) 9,3-18,4	106 (16) 88-135	813 (579) 16-1786	16,1 (4,6) 10,2-21,9	138 (57) 75-222	4209 (2355) 880-6976
26 (CHK)	8/8/8/5	14,3 (1,4) 12,9-17,5	933 (258) 660-1370	6130 (3165) 1491- 11506	14,0 (2,1) 9,9-16,9	97 (46) 49-187	1700 (903) 665-3166	14,0 (1,6) 12,2-16,6	56 (12) 36-71	1356 (407) 777-1926	14,5 (2,2) 11,9-17,5	63 (26) 38-100	2728 (1017) 1474-4230
27 (CHK)	30	11,7 (3,1) 7,3-18,9	520 (272) 205-1563	1170 (820) 21-2700	11,9 (2,7) 7,0-19,3	229 (74) 82-383	863 (499) 1-1716	12,5 (2,6) 9,3-19,5	249 (83) 92-448	861 (756) 90-2793	13,0 (2,6) 8,7-19,3	79 (27) 30-162	514 (311) 12-1084
28 (CHs)	17/17/ 16/9	15,1 (3,3) 9,6-21,3	576 (491) 116-1370	939 (988) 2-3729	13,4 (3,0) 7,6-17,8	63 (18) 41-98	1042 (310) 437-1493	14,9 (3,1) 11,1-21,0	157 (44) 55-207	1317 (1021) 34-3269	13,3 (3,2) 8,7-17,8	104 (6,5) 95-115	300 (214) 33-670
29 (CHs)	21/21/ 19/18	16,1 (4,7) 9,1-25,9	835 (414) 145-1570	8269 (5667) 408- 20366	13,9 (3,9) 6,7-21,3	89 (33) 50-185	1410 (675) 98-2634	13,4 (4,1) 6,7-22,8	103 (38) 65-188	1070 (503) 29-1829	13,7 (4,1) 6,4-20,4	109 (38) 45-178	1891 (558) 1141-3076
30 (CHs)	8	15,6 (1,9) 12,8-18,4	348 (33) 284-380	1696 (730) 734-3125	16,7 (2,7) 13,7-21,6	116 (23) 64-140	1460 (525) 911-2531	15,9 (2,3) 12,9-19,3	97 (18) 75-135	714 (460) 273-1650	14,5 (2,6) 11,9-19,6	40 (9) 29-51	177 (133) 17-363
31 (CHK)	6/6/6/4	14,5 (2,8) 11,6-19,6	708 (282) 331-1154	4108 (2671) 1261- 7922	15,0 (4,3) 11,6-21,0	121 (35) 60-158	1547 (825) 837-3130	13,9 (3,2) 9,9-18,9	74 (10) 52-81	1454 (203) 1258- 1753	11,8 (2,0) 9,3-14,3	50 (11) 33-60	357 (57) 284-423
32 (CHK)	6/6/6/4	12,1 (4,7) 7,6-20,7	671 (164) 425-881	3125 (1493) 1320- 5384	12,8 (4,0) 9,3-18,9	95 (18) 77-123	1157 (210) 826-1369	12,9 (1,9) 10,5-14,8	76 (17) 49-95	1228 (280) 963-1683	12,9 (2,3) 10,2-15,8	334 (156) 101-430	1023 (555) 577-1830
33 (CHs)	29	15,1 (4,3) 11,1-25,4	265 (48) 144-328	5175 (3852) 282- 18568	14,7 (3,0) 11,1-25,7	104 (37) 19-148	3779 (964) 2226- 6970	15,9 (2,9) 12,6-25,7	132 (35) 70-223	4894 (817) 3365- 7203	14,9 (2,7) 9,3-24,5	116 (30) 57-197	5812 (1084) 4594-9383
34 (CHs)	9/9/7/7	15,8 (2,5) 11,7-19,6	1043 (509) 62-1397	5580 (3106) 275- 10194	13,9 (2,6) 9,6-16,9	103 (27) 60-156	754 (307) 405-1281	10,7 (1,8) 8,1-13,1	97 (38) 51-170	845 (550) 212-1756	11,6 (1,9) 8,2-13,7	69 (40) 45-159	345 (280) 10-755
35 (CHs)	6	13,8 (3,2) 9,1-18,4	1083 (628) 292-1904	3612 (5749) 371- 15035	16,1 (3,2) 11,1-21,0	290 (103) 174-463	1466 (1553) 199-4021	12,5 (2,7) 8,5-16,4	193 (52) 144-284	1578 (1882) 177-4591	14,5 (1,4) 13,1-16,3	256 (73) 183-355	1930 (1276) 391-3928
36 (CHK)	7	13,8 (2,4) 11,4-18,7	920 (267) 521-1265	8560 (3685) 4716- 15655	14,7 (2,8) 10,8-19,3	125 (23) 85-152	1220 (779) 100-2255	13,7 (3,2) 10,5-19,0	55 (13) 39-79	1270 (341) 826-1883	13,7 (3,0) 10,2-18,7	44 (7) 34-54	321 (159) 20-488

37 (CHK)	11/11/ 11/10	14,2 (3,0) 8,7-18,1	365 (109) 180-540	5090 (2491) 1091- 8057	15,6 (1,9) 11,9-18,9	104 (41) 56-189	1828 (316) 1171- 2181	16,0 (2,1) 11,9-19,3	104 (27) 56-141	1353 (486) 739-2030	14,4 (2,8) 10,8-17,8	67 (26) 36-116	2278 (627) 1355-3149
38 (CHK)	12/12/ 11/11	12,9 (3,2) 9,1-21,0	695 (343) 250-1108	3654 (3498) 440- 11645	13,4 (3,8) 7,3-20,7	191 (66) 113-331	781 (638) 48-1991	14,3 (3,8) 6,7-20,2	176 (68) 79-307	1201 (706) 200-2195	13,7 (2,5) 9,9-18,4	122 (27) 64-167	959 (396) 124-1432
39 (CHs)	14/14/ 12/12	15,2 (3,6) 10,8-24,2	738 (398) 199-1854	2735 (3130) 245- 11886	14,1 (2,9) 7,9-18,7	256 (68) 136-389	1208 (830) 240-2687	13,7 (2,3) 10,8-20,2	188 (45) 98-227	1288 (375) 515-1786	12,9 (3,1) 7,9-18,9	157 (52) 106-317	1282 (837) 50-2803
40 (CHK)	19/19/ 4/0	12,2 (3,3) 7,0-17,2	401 (169) 223-812	2314 (2423) 19-10471	10,1 (2,4) 6,7-16,6	45 (10) 25-63	687 (351) 68-1593	8,7 (1,9) 6,7-11,1	26 (2) 23-29	832 (262) 558-1187			
41 (CHK)	11	15,9 (3,3) 11,4-21,9	697 (275) 366-1222	10818 (5882) 555- 23528	14,9 (3,6) 9,9-21,6	138 (58) 81-267	2081 (1111) 232-3610	13,9 (5,0) 7,0-23,4	151 (33) 91-211	969 (763) 120-2707	15,5 (4,5) 8,8-20,7	287 (190) 60-576	2942 (1898) 40-5533
Grupa													
CHk	366/366/ 342/320	14,7 (3,9) 5,5-37,1	557 (357) 41-2590	3364 (3227) 10-23528	14,7 (3,9) 4,7-26,6	161 (151) 17,3-1162	950 (828) 1-5472	15,0 (3,5) 6,7-25,7	122 (89) 13-496	1010 (754) 5-4675	15,6 (3,4) 7,6-26,9	133 (105) 14-624	1929 (1345) 10-6976
CHs	227/227/ 227/185	14,9 (3,9) 6,4-29,5	617 (453) 36-2707	4013 (4133) 2-20366	14,5 (4,1) 6,1-33,3	149 (122) 19-1004	1542 (1238) 15-6970	14,5 (3,7) 6,7-30,4	141 (91) 24-681	1727 (1514) 5-7203	14,4 (3,8) 6,4-33,2	143 (131) 16-1176	2169 (2153) 10-9383
Wszyscy pacjenci	593/593/ 559/505	14,8 (3,9) 5,5-37,0	580 (397) 36-2707	3613 (3611) 2-23528	14,6 (3,9) 4,6-33,3	156 (141) 17-1162	1177 (1044) 1-6970	14,8 (3,6) 6,7-30,4	130 (90) 13-681	1288 (1165) 5-7203	15,1 (3,6) 6,4-33,2	137 (116) 14-1176	2017 (1688) 10-9383

Zmienne, których rozkład zgodny jest z rozkładem normalnym zaznaczono na szaro $p \geq 0,05$ test Shapiro-Wilka

Tabela 14. Statystyki podstawowe [średnia, (odchylenie standardowe), zakres] dla zmiennych otrzymanych w badaniu elektromiograficznym w grupie kontrolnej według metody przedstawionej na rycinie 16 w podrozdziale 4.2. Dane opracowane za pomocą niezależnej aplikacji w LabView (T- czas trwania potencjału; A- wartość amplitudy potencjału; S- pole powierzchni potencjału).

		Odprowadzenie (według schematu na rycinie 16)											
		0 eEMG			1 gEMG			2 gEMG			3 gEMG		
Numer pacjenta	Ilość PC	T0 [ms]	A0 [µV]	S0 [µV ms]	T1 [ms]	A1 [µV]	S1 [µV ms]	T2 [ms]	A2 [µV]	S2 [µV ms]	T3 [ms]	A3 [µV]	S3 [µV ms]
1	3/3/0/3	12,7 (1,6) 11,1-14,3	787 (349) 384-991	2604 (1068) 1441- 3541	14,6 (3,1) 11,1-16,7	120 (37) 86-160	1547 (393) 1205- 1977				14,1 (1,9) 12,3-16,1	107 (17) 94-127	705 (295) 381-961
2	9	12,6 (3,1) 9,4-17,9	365 (108) 232-476	3681 (2810) 140-7845	13,8 (4,1) 9,1-21,4	125 (32) 76-160	807 (539) 185-1710	14,3 (2,8) 11,1-18,7	129 (38) 68-176	882 (714) 110-2290	14,9 (2,9) 11,4-20,8	86 (28) 47-128	1664 (960) 375-3805
3	18	18,4 (4,5) 9,1-25,2	508 (210) 144-945	4979 (2948) 185- 10155	20,7 (5,7) 10,5-29,3	67 (31,9) 30,4- 129,7	1798 (1001) 455-4550	22,4 (4,0) 15,8-28,1	100 (47) 54-242	1550 (987) 195-3970	22,4 (5,1) 14,3-33,4	84 (38) 25-176	2557 (947) 1190- 5315
4	9	12,2 (2,7) 8,5-17,9	168 (68) 106-330	1596 (612) 690-2910	14,3 (2,6) 10,8-17,9	72 (37) 39-156	1439 (634) 710-2295	14,5 (1,5) 11,7-17,3	45 (12) 24-62	774 (356) 365-1470	16,5 (2,8) 11,1-20,5	51 (22) 34-104	1884 (355) 1335- 2465
5	12	12,8 (3,8) 8,5-20,8	403 (164) 212-753	4973 (3228) 1155- 10265	15,4 (3,7) 10,8-21,1	101 (50) 57-217	646 (298) 205-1260	15,4 (2,9) 9,6-21,1	92 (40) 57-173	631 (436) 20-1315	17,2 (2,9) 10,8-22,3	82 (35) 29-140	2799 (826) 1680- 4415
6	6	12,3 (3,2) 7,6-13,4	350 (131) 159-533	4197 (3740) 725-9800	11,9 (2,5) 8,5-16,1	78 (27) 46-112	406 (269) 115-820	12,2 (2,5) 9,1-16,4	75 (27) 35-118	798 (644) 80-1585	13,3 (1,5) 11,4-15,5	76 (10) 59-91	1115 (829) 270-2450
7	7	11,5 (2,5) 7,6-14,9	354 (115) 265-557	6453 (3691) 952- 12220	13,3 (3,6) 9,7-19,9	136 (56) 88-241	2835 (1203) 1559- 4897	13,7 (3,7) 10,2-21,1	176 (76) 108-327	3024 (984) 2010- 4349	14,8 (2,7) 11,7-19,9	83 (34) 41-144	4300 (623) 3731- 5675
8	14	11,4 (2,1) 7,6-15,5	713 (216) 396-1083	7952 (3755) 588- 14765	9,9 (1,3) 7,9-12,3	147 (39) 90-205	1160 (716) 412-2936	11,1 (2,2) 8,2-15,8	172 (93) 56-419	1168 (943) 171-3854	10,8 (1,5) 8,7-13,8	96 (38) 50-185	627 (326) 242-1227
9	9	14,4 (3,7) 11,1-20,8	132 (109) 66-356	1222 (1693) 10-4555	15,7 (4,3) 9,9-21,6	52 (18) 27-78	439 (409) 25-1110	14,8 (4,1) 10,8-21,6	44 (10) 35-67	954 (471) 390-1720	15,7 (2,9) 11,1-19,3	57 (18) 31-84	907 (456) 20-1270
10	4/4/3/3	10,0 (107) 807-12,6	641 (196) 514-930	4427 (4696) 245-9265	10,9 (2,3) 7,9-12,9	90 (10) 47-74	311 (137) 160-430	12,5 (5,2) 9,1-18,4	36 (12) 26-50	308 (178) 140-495	12,9 (3,5) 9,7-16,7	33 (13) 18-45	548 (841) 55-1520
11	15/15/1 5/3	12,5 (1,7) 10,2-15,8	838 (307) 432-1433	2614 (1640) 106-5095	11,9 (1,7) 8,8-15,2	160 (56) 84-289	830 (649) 60-2254	12,3 (1,9) 9,1-15,8	116 (29) 77-181	1252 (434) 211-1734	10,6 (0,7) 9,7-11,4	43 (9) 36-56	286 (271) 109-689

12	3/3/2/2	16,7 (5,8) 12,6-23,4	873 (219) 673-1108	9138 (5857) 3376-15086	13,6 (1,6) 12,0-15,2	87 (20) 66-106	1428 (445) 976-1866	15,6 (0,3) 15,2-15,8	53 (14) 38-65	992 (772) 154-1677	13,5 (0,0) 13,4-13,5	38 (3) 36-41	2564 (139) 2465-2663
13	11	12,8 (2,2) 9,4-15,8	438 (184) 224-648	1033 (862) 15-2925	13,5 (1,9) 10,8-16,7	85 (14) 62-117	874 (490) 265-1685	15,6 (1,8) 12,9-18,7	76 (112) 51-95	759 (501) 160-1420	15,9 (2,4) 12,8-20,5	62 (17) 30-85	1481 (840) 485-3165
14	16/16/1 6/15	16,5 (3,2) 11,1-22,8	397 (196) 149-816	3629 (1963) 695-8115	19,0 (5,2) 9,9-32,8	92 (19) 59-121	806 (578) 100-2285	18,8 (3,9) 11,7-25,2	77 (21) 36-118	524 (436) 65-1435	21,4 (3,1) 14,6-25,8	65 (10) 45-82	3105 (872) 1475-4815
15	11	12,2 (3,5) 8,2-17	421 (281) 152-1105	1800 (2285) 56-8080	12,6 (3,6) 8,5-20,5	63 (27) 30-124	1089 (374) 349-1593	12,9 (3,8) 8,2-21,7	66 (27) 35-132	1326 (745) 24-2555	13,7 (4,5) 8,7-23,4	73 (40) 27-171	908 (872) 62-3789
16	15	17,3 (3,9) 12,3-25,5	706 (223) 288-999	3072 (1958) 86-6877	15,2 (4,2) 7,9-23,1	107 (22) 50-137	1053 (739) 164-2315	17,4 (3,2) 14,1-23,4	121 (33) 71-196	2215 (797) 507-3077	14,5 (3,2) 9,4-22,8	67 (22) 38-127	323 (216) 21-696
17	6/6/6/3	10,4 (2,3) 7,9-13,7	456 (152) 247-710	263 (240) 41-593	11,3 (3,2) 7,3-15,8	59 (10) 44-72	851 (255) 500-1108	12,7 (2,9) 8,2-15,8	55 (11) 44-77	1178 (942) 242-2604	15,0 (2,4) 12,9-17,6	35 (1) 34-37	225 (266) 6-522
Wszyscy Norma	168/16 8/164/1 51	13,8 (4,0) 7,6-25,5	499 (280) 66-1433	3681 (3275) 10-15086	14,6 (4,7) 7,3-32,8	98 (46) 27-289	1076 (818) 20-4897	15,4 (4,4) 8,2-28	97 (56) 24-419	1192 (907) 20-4349	16,0 (4,7) 8,7-33,4	72 (31) 18-185	1662 (1325) 6-5675
Zmienne, których rozkład zgodny jest z rozkładem normalnym zaznaczono na szaro $p \geq 0,05$ test Shapiro-Wilka													

Testowane hipotezy badawcze i ich wyniki

Przez wzgląd na dużą ilość zmiennych nie spełniających warunku zgodności z rozkładem normalnym zastosowano statystyki nieparametryczne (Stanisz A., 2005).

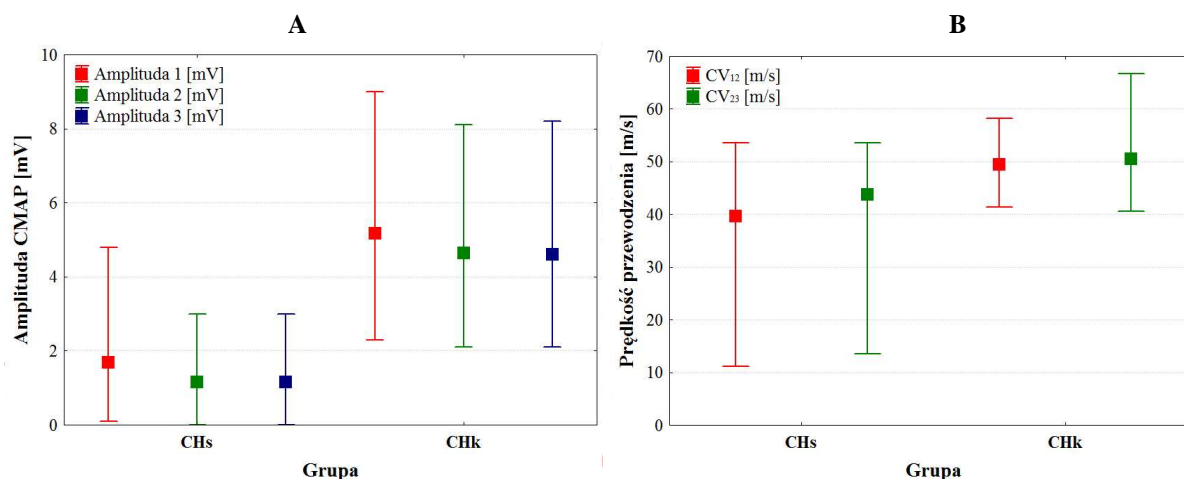
Analiza statystyczna wyników badania przewodzenia włókien ruchowych nerwu strzałkowego wykazała występowanie statystycznie istotnych różnic w wartości amplitudy odpowiedzi ruchowej (we wszystkich trzech punktach stymulacji), w wartości prędkości przewodzenia badanego nerwu oraz w wartości latencji końcowej między wyodrębnionymi grupami pacjentów. W grupie pacjentów z ubytkiem aksonów włókien ruchowych nerwu strzałkowego (grupa CHs) średnia wartość amplitudy fali M w zależności od miejsca stymulacji wyniosła od 1,2 do 1,7 mV, natomiast wartość amplitudy w grupie osób z uszkodzeniem korzeni rdzeniowych (CHk) zawierała się w przedziale od 4,6 do 5,2 mV. Średnia prędkość przewodzenia włókien ruchowych dla pacjentów grupy CHs wynosiła od 39,4 do 43,8 m/s; średnia latencja końcowa 4,9 ms. Dla pacjentów z grupy CHk średnia prędkość przewodzenia i średnia wartość latencji końcowej wyniosły odpowiednio: od 49,5 do 50,4 m/s i 3,8 ms (tabela 10).

Wykazano również, że parametry potencjałów czynnościowych jednostek ruchowych mięśnia piszczelowego przedniego takie jak amplituda i pole powierzchni rejestrowane w klasycznym badaniu elektromiograficznym igłowym w grupie pacjentów z uszkodzeniem nerwu strzałkowego (CHs) były statystycznie istotnie wyższe aniżeli pacjentów z grupy CHk. Dla pacjentów obu grup były wyższe niż przyjęta granica tzw. normy osobniczej (tzn. potwierdzono neurogeny charakter zmian w czynności badanych mięśni). Średnia wartość czasu trwania PCJR między wyżej wymienionymi grupami nie różniła się istotnie i nie przekraczała znacząco normy osobniczej. Uśrednione wskaźniki standardowego badania igłowego maksymalnego wysiłku mięśnia piszczelowego przedniego takie jak liczba zwrotów

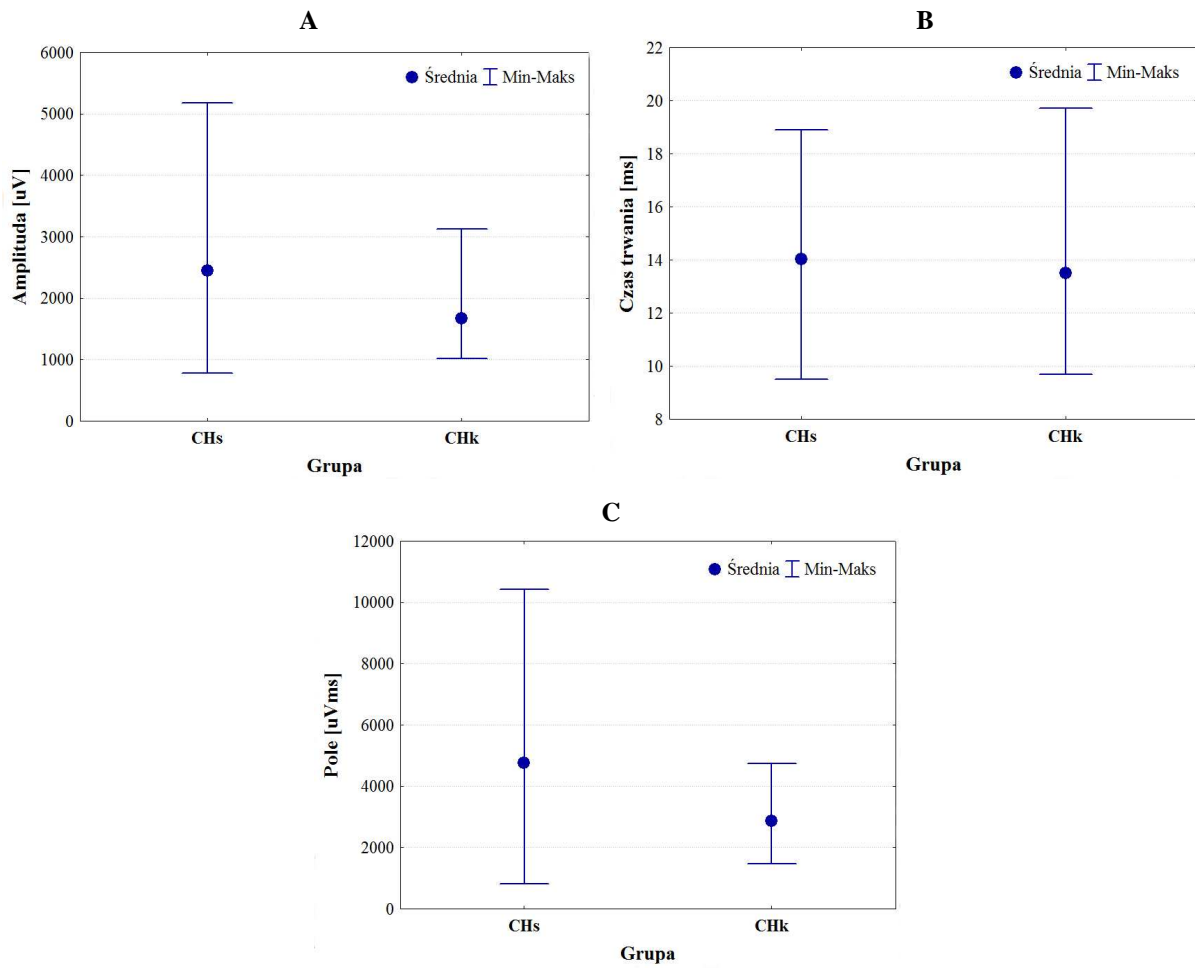
(Turns), liczba zwrotów przez wartość amplitudy (T/A) oraz liczba krótkich segmentów (NSS) okazały się być istotnie statystycznie niższe w grupie pacjentów CHs (kolejno: Turns-304, T/A- 0,35; NSS-151) w porównaniu z wynikami pacjentów grupy CHk (kolejno: Turns-387, T/A- 0,50; NSS-217). Pozostałe parametry badania IP: Amplituda, Activity, Envelope nie są różne w analizowanych grupach pacjentów (tabela 15.II. poniżej).

Tabela 15. Wyniki testu Manna Whitneya dla zmiennych niepowiązanych – badania elektroneurograficznego i klasycznej elektromiografii igłowej ($p_i < 0,05$ zaznaczono na czerwono).

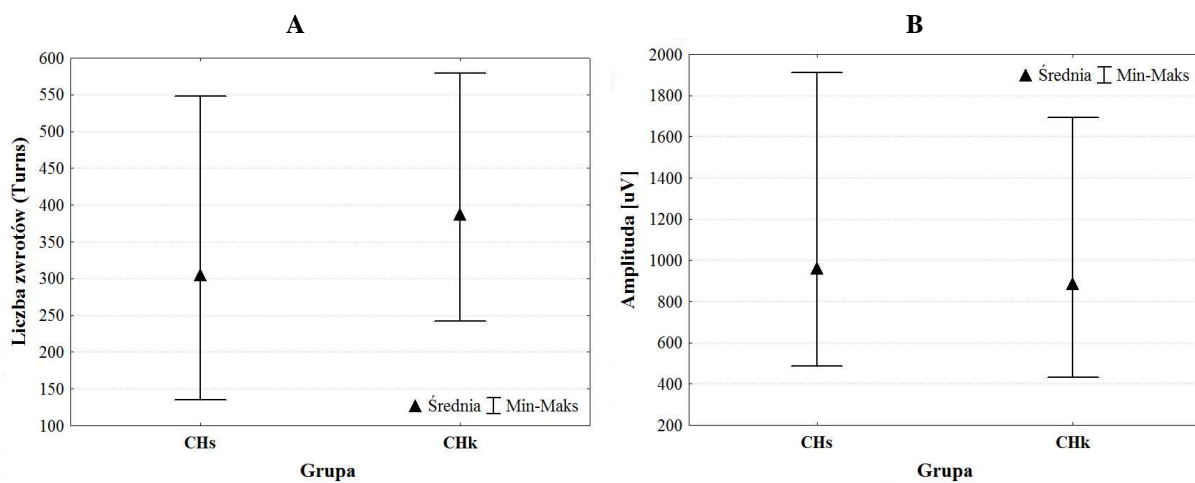
I. Testowanie występowania różnic w parametrach badania elektroneurograficznego między grupami (CHk, CHs, CH, Norma)											
p_i – prawdopodobieństwo testowe (test Manna Whitneya)											
Porównywane grupy	Amplituda 1 [mV]	Amplituda 2 [mV]	Amplituda 3 [mV]	CV ₁₂ [m/s]	CV ₂₃ [m/s]	Latencja końcowa [ms]	min Lat F-M [ms]				
CHk i CHs	0,0001	0,0001	0,0001	0,0005	0,0250	0,0034	0,1211				
II. Testowanie występowania różnic w parametrach standardowego badania elektromiograficznego między grupami (CHk, CHs)-Etap 3. badania											
p_i – prawdopodobieństwo testowe (test Manna Whitneya)											
Porównywane grupy	Parametry PCJR (skurcz umiarkowany)				Parametry badania wysiłkowego IP (skurcz maksymalny)						
	Amplituda [μV]	Czas trwania [ms]	Pole [μVms]	Polifazja [%]	Turns	Amplituda	T/A	Activity	NSS	Envelope	Ocena wzrokowa
CHk i CHs	0,0259	0,4711	0,0167	0,2528	0,0345	0,4212	0,0134	0,0832	0,0404	0,6170	0,1921

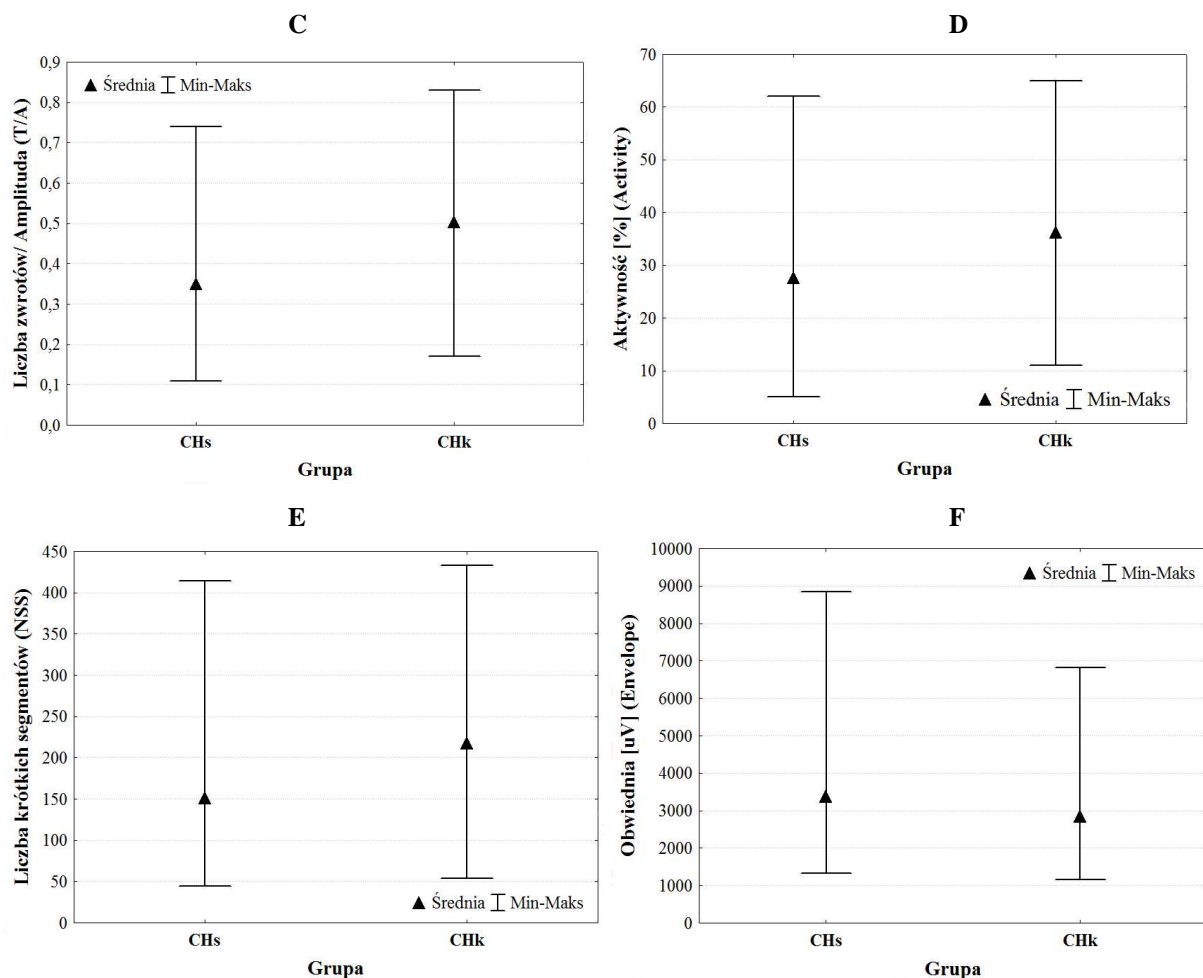


Rycina 24. Wykresy wartości średnich, wartości maksymalnej i minimalnej dla zmiennych wyznaczonych w badaniu elektroneurograficznym ENG nerwu strzałkowego: A-Amplituda fali M [mV] w trzech kolejnych punktach stymulacji na przebiegu nerwu; B- Prędkość przewodzenia między punktami stymulacji CV [m/s].



Rycina 25. Wykresy wartości średnich, wartości maksymalnej i minimalnej dla zmiennych PCJR wyznaczonych w standardowym igłowym badaniu elektromiograficznym eEMG: A- Amplituda [μV] PCJR; B- Czas trwania PCJR [ms]; Pole powierzchni PCJR [μVms].



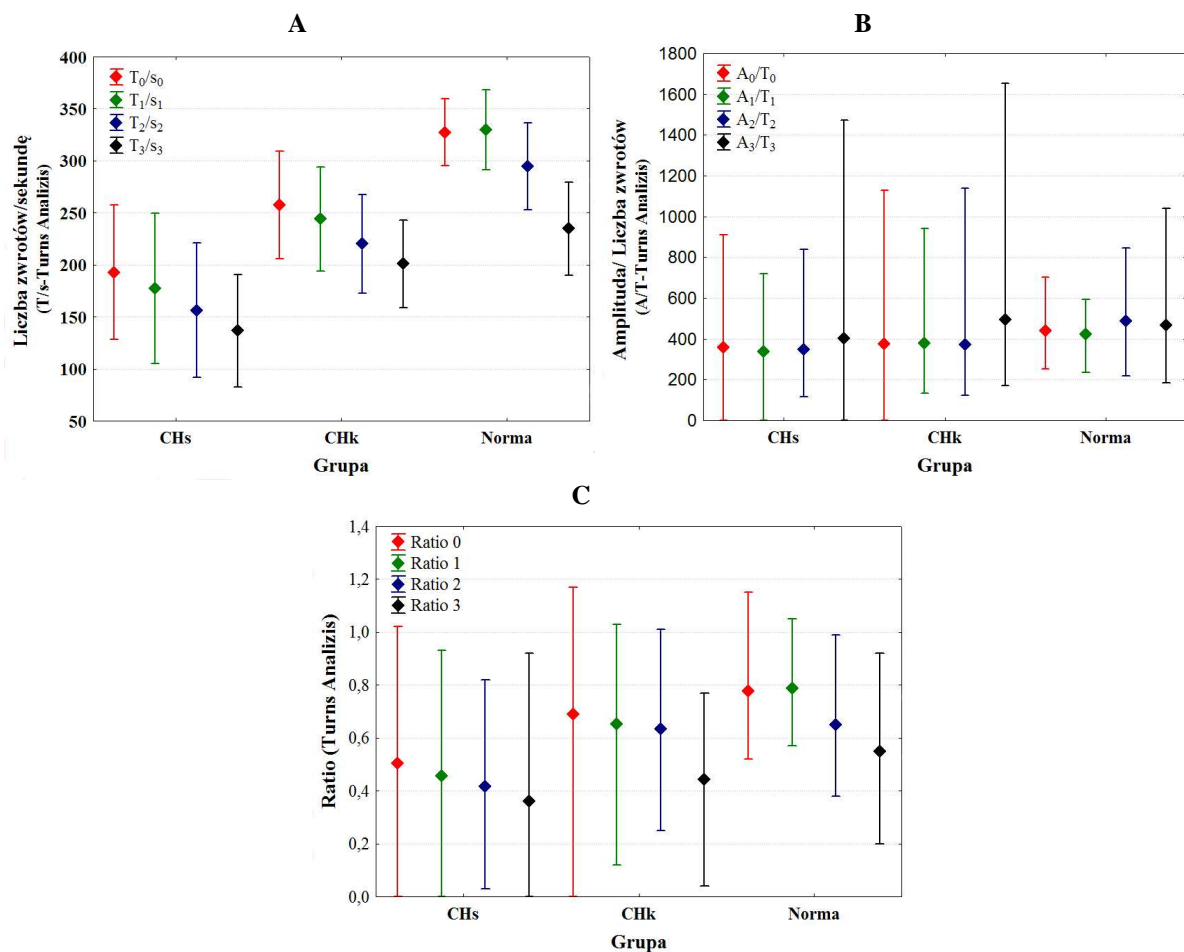


Rycina 26. Wykresy wartości średnich, wartości maksymalnej i minimalnej dla zmiennych wyznaczonych w standardowym igłowym badaniu elektromiograficznym eEMG w analizie skurczu maksymalnego IP: A-liczba zwrotów; B- amplituda [μV]; C-liczba zwrotów przez amplitudę T/A; D - aktywność sygnału Activity [%]; E - Liczba krótkich segmentów NSS; F - obwódźnia sygnału, Envelope [μV].

W badaniu maksymalnego skurczu mięśnia piszczelowego przedniego za pomocą czterech rejestracji powierzchniowych (0, 1, 2, 3) z wykorzystaniem programu analizy zwrotów (Turns Analysis) stwierdzono statystycznie istotną różnicę w wartościach współczynników badania T/s (liczba zwrotów na sekundę) w rejestracjach na wszystkich czterech kanałach oraz Ratio na kanałach 0, 1, 2 między grupą kontrolną a grupą pacjentów z uszkodzeniem nerwu strzałkowego (tabela 16. II). Przeprowadzając analogiczne porównanie przy uwzględnieniu wyniku wszystkich pacjentów i tzw. Normy istotną statystycznie różnicę stwierdzono wyłącznie w parametrze liczby zwrotów na sekundę w rejestracji na kanale trzecim. Parametry badania analizy zwrotów (T/s oraz Ratio) u pacjentów z grupy CHs okazały się być znacznie niższe niż u osób zdrowych (tabela 12, rycina 27 A, C).

Rozpatrując porównania wyników analizy zwrotów między kolejnymi odprowadzeniami (0, 1, 2, 3) ustalono brak różnic w wartości parametru A/T (amplitudy

przez liczbę zwrotów) w grupach CHs, CHk oraz grupie kontrolnej (tabela 16. I; rycina 27 B). Istotna natomiast była różnica w wartości T/s oraz Ratio między rejestracją na kanale 0 oraz 1, a rejestracją na kanale 3 (tabela 16. I) zarówno u wszystkich badanych pacjentów jak i osób zdrowych. Można zauważyć, że przy zastosowanej konfiguracji elektrod odbiorczych gEMG liczba zwrotów na sekundę (T/s) rośnie oraz współczynnik – Ratio maleje sukcesywnie na kolejnych odprowadzeniach 0, 1, 2, 3 (tabela 12, rycina 27 A, C).



Rycina 27. Wykresy wartości średnich, wartości maksymalnej i minimalnej dla zmiennych wyznaczonych w badaniu elektromiograficznym globalnym (gEMG) za pomocą modułu Turns Analysis: A- liczba zwrotów na sekundę (T/s); B- wartość amplitudy przez liczbę zwrotów (A/T); C- współczynnik „Ratio”.

Tabela 16. Wyniki testów statystycznych ($p_t < 0,05$ zaznaczono na czerwono).

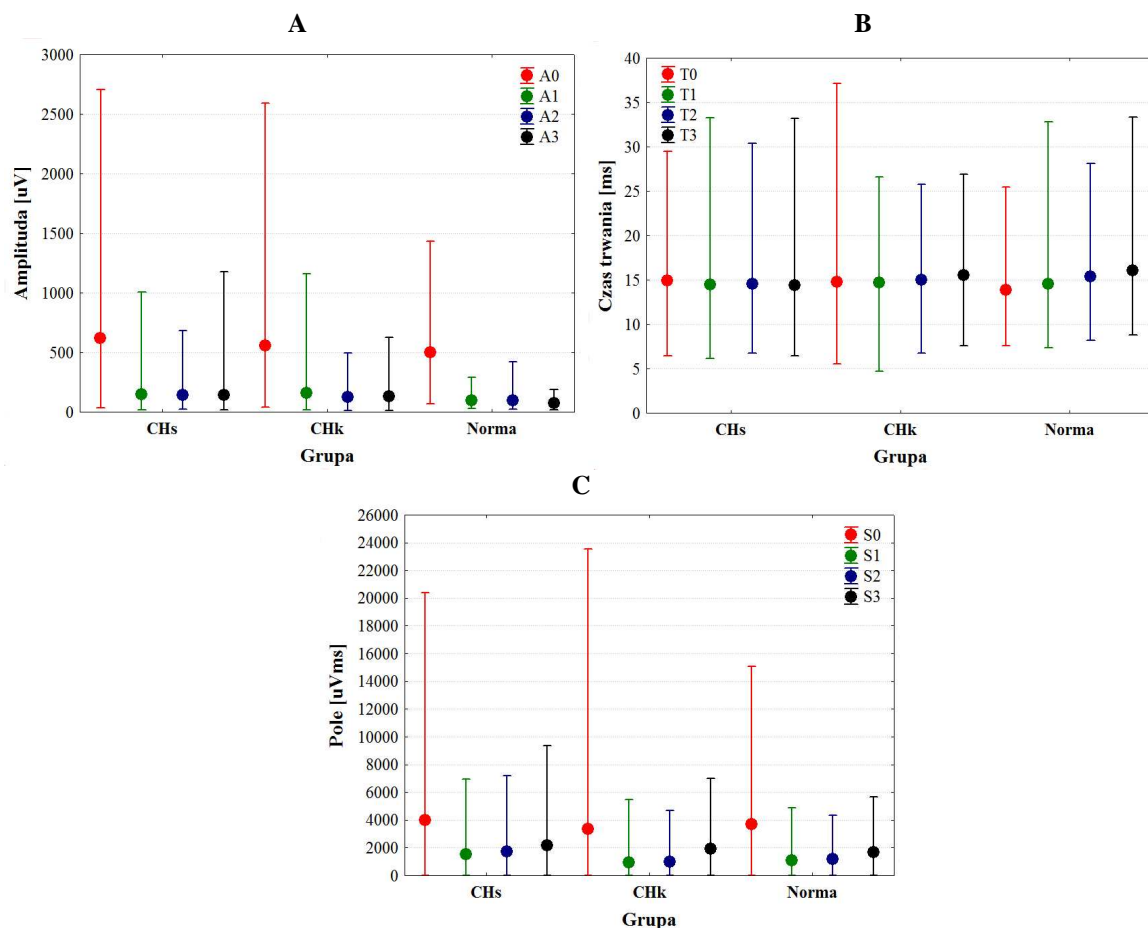
I. Testowanie występowania różnic w parametrach badania „analizy zwrotów” między kolejnymi odprowadzeniami (0,1,2,3) w badaniu elektromiografii powierzchniowej (gEMG)-schemat 1 badania												
Grupa	p_t –prawdopodobieństwo testowe (ANOVA Friedmana)			test wielokrotnych porównań (tylko różnice istotne statystycznie)								
	T/s	A/T	Ratio	T/s		A/T	Ratio					
CHk	0,0084	0,1166	0,0001	T ₀ /S ₀ vs. T ₃ /S ₃		-	Ratio 0 vs. Ratio 3 Ratio 1 vs. Ratio 3 Ratio 2 vs. Ratio 3					
CHs	0,0086	0,8152	0,0572	T ₀ /S ₀ vs. T ₃ /S ₃		-	-					
Wszyscy pacjenci	0,0001	0,3060	0,0001	T ₀ /S ₀ vs. T ₂ /S ₂ T ₀ /S ₀ vs. T ₃ /S ₃ T ₁ /S ₁ vs. T ₃ /S ₃		-	Ratio 0 vs. Ratio 3 Ratio 1 vs. Ratio 3 Ratio 2 vs. Ratio 3					
Norma	0,0001	0,6802	0,0001	T ₀ /S ₀ vs. T ₃ /S ₃ T ₁ /S ₁ vs. T ₃ /S ₃		-	Ratio 0 vs. Ratio 2 Ratio 0 vs. Ratio 3 Ratio 1 vs. Ratio 2 Ratio 1 vs. Ratio 3					
II. Testowanie występowania różnic w parametrach badania „analizy zwrotów” między grupami (CHk, CHs, Norma)												
p_t –prawdopodobieństwo testowe (test Kruskala-Wallisa)												
Odprowadzenie												
Porównywane grupy	0 gEMG			1 gEMG			2 gEMG			3 gEMG		
	T ₀ /S ₀	A ₀ /T ₀	Ratio 0	T ₁ /S ₁	A ₁ /T ₁	Ratio 1	T ₂ /S ₂	A ₂ /T ₂	Ratio 2	T ₃ /S ₃	A ₃ /T ₃	Ratio 3
CHk, CHs, Norma	0,0069	0,2298	0,0368	0,0046	0,2181	0,0008	0,0043	0,0339	0,0065	0,0177	0,0873	0,0732
Wielokrotne porównania średnich rang dla wszystkich prób (tylko różnice istotne statystycznie)												
	CHs vs. Norma	-	CHs vs. Norma	CHs vs. Norma	-	CHs vs. Norma	CHs vs. Norma	CHs vs. Norma	CHs vs. Norma	CHs vs. Norma	-	-
p_t –prawdopodobieństwo testowe (test Manna Whitney)												
Wszyscy pacjenci, Norma	0,1432	0,9271	0,0579	0,1161	0,5114	0,0143	0,0738	0,3939	0,0062	0,0478	0,0543	0,1835
III. Testowanie występowania różnic w parametrach badania elektromiograficznego między kolejnymi odprowadzeniami (0,1,2,3)-schemat 2 badania												
p_t –prawdopodobieństwo testowe (ANOVA Friedmana)												
Grupa	p_t –prawdopodobieństwo testowe (ANOVA Friedmana)			test wielokrotnych porównań (tylko różnice istotne statystycznie)								
	T	A	S	T	A			S				
CHk	0,0049	0,0001	0,0001	T ₀ vs. T ₃ T ₁ vs. T ₃	A ₀ vs. A ₁ A ₀ vs. A ₂ A ₀ vs. A ₃ A ₁ vs. A ₂ A ₁ vs. A ₃			S ₀ vs. S ₁ S ₀ vs. S ₂ S ₀ vs. S ₃ S ₁ vs. S ₃ S ₂ vs. S ₃				
CHs	0,1983	0,0001	0,0001	-	A ₀ vs. A ₁ A ₀ vs. A ₂ A ₀ vs. A ₃			S ₀ vs. S ₁ S ₀ vs. S ₂ S ₀ vs. S ₃				
Wszyscy pacjenci	0,4019	0,0001	0,0001	-	A ₀ vs. A ₁ A ₀ vs. A ₂ A ₀ vs. A ₃ A ₁ vs. A ₂ A ₁ vs. A ₃			S ₀ vs. S ₁ S ₀ vs. S ₂ S ₀ vs. S ₃ S ₁ vs. S ₃ S ₂ vs. S ₃				
Norma	0,0001	0,0001	0,0001	T ₀ vs. T ₂ T ₀ vs. T ₃ T ₁ vs. T ₂ T ₁ vs. T ₃	A ₀ vs. A ₁ A ₀ vs. A ₂ A ₀ vs. A ₃ A ₁ vs. A ₃ A ₂ vs. A ₃			S ₀ vs. S ₁ S ₀ vs. S ₂ S ₀ vs. S ₃ S ₁ vs. S ₃				
IV. Testowanie występowania różnic w parametrach badania elektromiograficznego między grupami (CHk, CHs, CH, Norma) schemat 2 badania												
p_t –prawdopodobieństwo testowe (test Kruskala-Wallisa)												
Odprowadzenie												
Porównywane grupy	0 eEMG			1 gEMG			2 gEMG			3 gEMG		
	T ₀ [ms]	A ₀ [μV]	S ₀ [μV ms]	T ₁ [ms]	A ₁ [μV]	S ₁ [μV ms]	T ₂ [ms]	A ₂ [μV]	S ₂ [μV ms]	T ₃ [ms]	A ₃ [μV]	S ₃ [μV ms]
CHk, CHs, Norma	0,0065	0,3148	0,4982	0,3713	0,0001	0,0001	0,0501	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0813
Wielokrotne porównania średnich rang dla wszystkich prób (tylko różnice istotne statystycznie)												
	CHs vs. Norma CHk vs. Norma	-	-	-	CHs vs. Norma CHk vs. Norma	CHs vs. Norma CHs vs. CHk	-	CHs vs. Norma CHs vs. CHk	CHs vs. Norma CHs vs. CHk	CHs vs. Norma CHs vs. CHk	CHs vs. Norma CHk vs. Norma	-
p_t –prawdopodobieństwo testowe (test Manna Whitney)												
Wszyscy pacjenci, Norma	0,0015	0,1425	0,6229	0,2926	0,0001	0,9692	0,3454	0,0001	0,9202	0,0705	0,0001	0,0580

Badanie porównawcze elektromiografii igłowej eEMG (odprowadzenie 0) i powierzchniowej gEMG (odprowadzenia 1, 2, 3) z zastosowaniem skonstruowanego toru pomiarowego i aplikacji do analizy sygnału wykazało:

- Wartość parametru czasu trwania potencjałów czynnościowych rejestrowanych elektrodą igłową (odprowadzenie 0; T0) istotnie statystycznie różni się między wyszczególnionymi grupami: CHs; CHk, Norma; najkrótszy okazał się dla osób z grupy kontrolnej (tabela 13; 14 oraz tabela 16. IV). Takiej różnicy pomiędzy grupami nie stwierdza się w odniesieniu do parametru amplitudy PC i pola powierzchni PC.
- Analizując szczegółowo wyniki indywidualne pacjentów i grupy kontrolnej (tabela 13; 14) można zauważyć, że wartości amplitud rejestracji powierzchniowych gEMG były bardzo niskie (nawet około 30 μV), co w żaden sposób nie jest porównywalne z uzyskanym rezultatem klasycznego badania elektromiografii igłowej. Jednakże można stwierdzić, że różnice istotne statystycznie między grupami badawczymi występują w parametrze amplitudy potencjałów rejestrowanych elektrodami powierzchniowych na wszystkich kanałach (A1, A2, A3); w szczególności różnice te są znamienne między grupą CHs i Normą (tabela 16. IV). W grupie kontrolnej średnia wartość amplitudy PC na żadnym z odprowadzeń gEMG nie przekroczyła 100 μV (tabela 14).
- Czas trwania potencjałów czynnościowych rejestrowanych elektrodą powierzchniową u osób zdrowych nie różni się istotnie statystycznie od czasu trwania potencjałów neurogennych (grupy CHs i CHk) (tabela 16. IV).
- Analizując badania wszystkich pacjentów (CHs i CHk) między kolejnymi odprowadzeniami nie wykazano statystycznie istotnej różnicy w wartości czasu trwania potencjałów czynnościowych. Natomiast indywidualna analiza parametru czasu trwania PC w grupie CHk potwierdziła odmienność parametru T0 i T1 w stosunku do czasu trwania PC rejestrowanych na odprowadzaniu 3 (T3) (tabela 16.III).
- Czas trwania potencjałów rejestrowanych w grupie kontrolnej różnił się istotnie między pierwszym odprowadzeniem powierzchniowym (T1), a pozostałymi (T2) i (T3) i był nieznacznie krótszy; analogicznie czas trwania potencjałów czynnościowych rejestrowanych za pomocą elektrody igłowej (T0) różnił się od parametrów T2 oraz T3.
- Zarówno wartość amplitudy jak i pola powierzchni PC były odmienne między

odprowadzeniem igłowym a pozostałymi gEMG (przy odprowadzeniach 1, 2, 3) w obu grupach pacjentów i „normie”. Średnie wartości wyżej wymienione parametrów eEMG były zdecydowanie wyższe niż w kolejnych rejestracjach powierzchniowych (tabela 13, 14, 16. III, rycina 28 A, C). W grupie kontrolnej wykazano również różnice między wartością parametru A1 i A3 oraz między A2 i A3 a także S1 i S3. Szczegółowe różnice między parametrami zawiera część III tabeli 16.

W badaniach siedemnastu pacjentów oraz sześciu osób zdrowych zarejestrowano mniejszą ilość potencjałów czynnościowych w odprowadzeniu 3 i/lub 2. Takie zjawisko prawdopodobnie było spowodowane koniecznością utrzymania przez osobę badaną minimalnego poziomu skurczu, zbyt małego aby rejestrować aktywność jednostek ruchowych w części dystalnej mięśnia piszczelowego przedniego.



Rycina 28. Wykresy wartości średnich, wartości maksymalnej i minimalnej dla zmiennych wyznaczonych w badaniu porównawczym eEMG (odprowadzenie 0) i gEMG (odprowadzenia 1, 2, 3): A- amplituda PC [µV]; B - czas trwania PC [ms]; C- pole powierzchni PC [µVms].

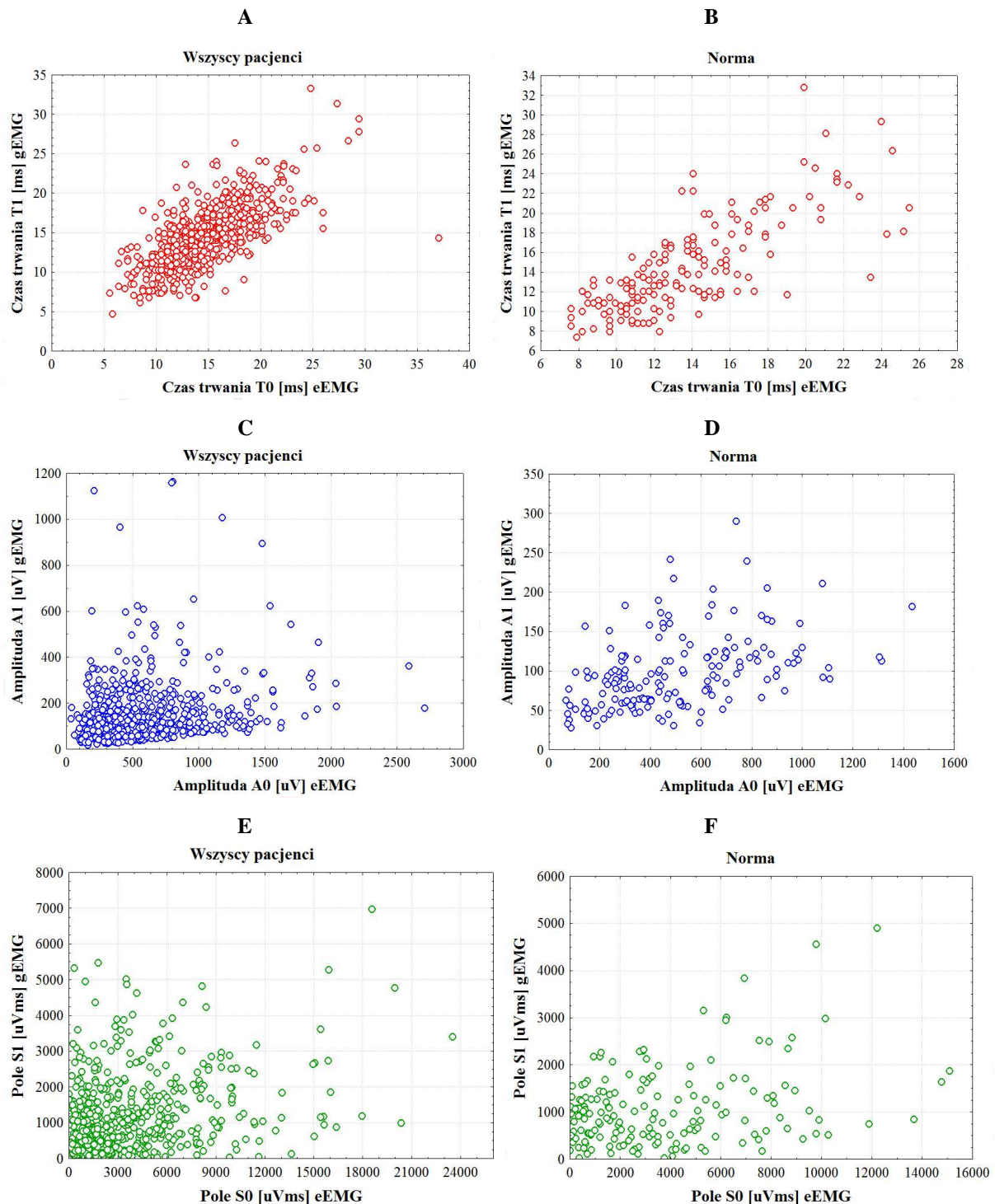
Analiza korelacji

Analiza korelacji zmiennych uzyskanych w klasycznym badaniu elektromiografii igłowej eEMG i powierzchniowej gEMG, wykazała istnienie statystycznie istotnego powiązania między wartością amplitudy PCJR a wartością amplitudy potencjałów uzyskanych w odprowadzeniu nr 1 gEMG (A1) w grupie pacjentów z uszkodzeniem włókien ruchowych nerwu strzałkowego (rycina 30, tabela 17). Współczynnik korelacji R- Spearmana 0,62 wskazuje na wysoką dodatnią zależność. Pozostałe rozpatrywane warianty potencjalnych zależności między wyżej wymienionymi badaniami, okazały się być nieistotne statystycznie.

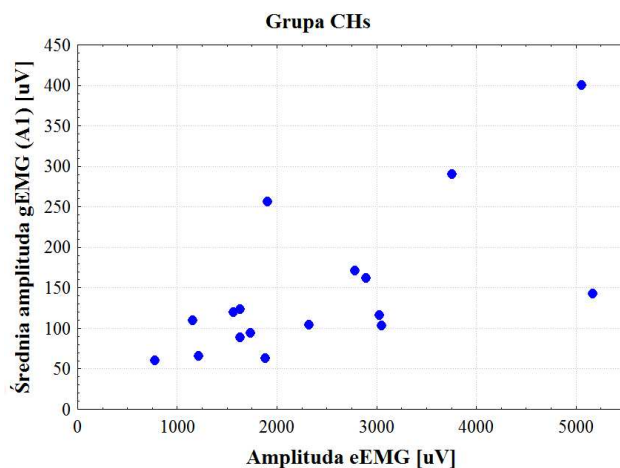
W kolejnym etapie przeanalizowano ewentualne powiązania PC rejestracji eEMG (odprowadzenie 0) i gEMG (odprowadzenie 1) badania według schematu 2. Korelacja dodatnia, istotna statystycznie, bardzo wysoka (R- Spearmana powyżej 0,7) dotyczy zmiennych czasu trwania PC rejestrowanych na kanałach 0 i 1 (T0 i T1) dla wszystkich pacjentów i „normy”. Mimo statystycznej istotności współczynnika korelacji Spearmana, zależność między amplitudami PC (A0 i A1) oraz polami powierzchni PC (S0 i S1) była bardzo słaba co można zaobserwować na rycinie 29, C, D, E, F.

Tabela 17. Wyniki analizy korelacji porządku rang Spearmana (korelacje istotne statystycznie $p < 0,05$ zaznaczono na czerwono).

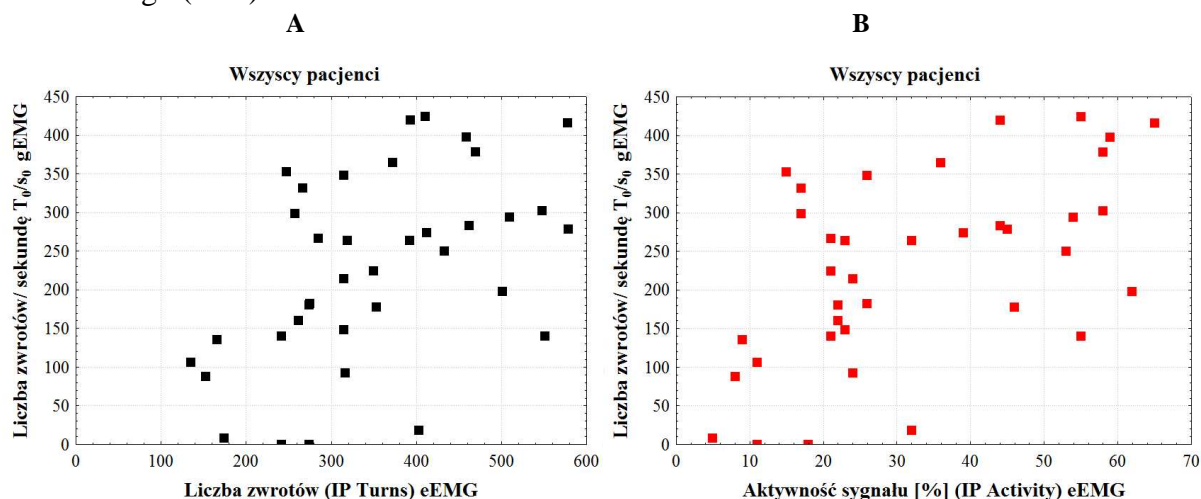
Sprawdzanie występowania korelacji między zmiennymi badania „analizy zwrotów” i zmiennymi wysiłkowego badania elektromiografii igłowej					
Badanie	Korelowane zmienne	Grupa	N	R- Spearmana	poziom p
Etap 2 badania vs. Etap 3	Średnia T1 [ms]; Średni czas trwania eEMG [ms]	CHk	24	0,09	0,6447
		CHs	17	0,08	0,7318
		CH	41	0,10	0,5196
Etap 2 badania vs. Etap 3	Średnia A1 [μ V]; Amplituda eEMG [μ V]	CHk	24	0,19	0,3748
		CHs	17	0,62	0,0088
		CH	41	0,37	0,0159
Etap 2 badania vs. Etap 3	Średnia S1 [μ Vms]; Pole PC eEMG [μ Vms]	CHk	24	0,05	0,7837
		CHs	17	0,40	0,1097
		CH	41	0,26	0,0911
Etap 2 badania	T0 [ms]; T1[ms]	CHk	366	0,69	0,0001
		CHs	227	0,67	0,0001
		CH	593	0,68	0,0001
		Norma	168	0,77	0,0001
Etap 2 badania	A0 [μ V]; A1 [μ V]	CHk	366	0,26	0,0001
		CHs	227	0,25	0,0002
		CH	593	0,25	0,0001
		Norma	168	0,49	0,0001
Etap 2 badania	S0 [μ Vms]; S1 [μ Vms]	CHk	366	0,22	0,0001
		CHs	227	0,19	0,0038
		CH	593	0,22	0,0001
		Norma	168	0,17	0,0305
Etap 1 badania vs. Etap 3	T ₀ /s ₀ ; IP Turns	CHk	21	0,47	0,0316
		CHs	16	0,56	0,0238
		CH	37	0,51	0,0013
Etap 1 badania vs. Etap 3	A ₀ /T ₀ ; IP T/A	CHk	21	-0,15	0,5015
		CHs	16	0,21	0,4337
		CH	37	-0,04	0,8115
Etap 1 badania vs. Etap 3	T ₀ /s ₀ ; IP Activity	CHk	21	0,56	0,0081
		CHs	16	0,56	0,0228
		CH	37	0,54	0,0005
Etap 1 badania vs. Etap 3	A ₀ /T ₀ ; IP Envelope	CHk	21	0,34	0,1328
		CHs	16	-0,04	0,8796
		CH	37	0,19	0,2425
Etap 1 badania vs. Etap 3	A ₀ /T ₀ ; IP Amplituda	CHk	21	0,26	0,2458
		CHs	16	-0,06	0,8118
		CH	37	0,17	0,3176



Rycina 29. Wykresy rozrzutu parametrów wyznaczonych według schematu 2 badania: A- czasu trwania PC gEMG (T1) względem czasu trwania PC eEMG (T0) w grupie pacjentów; B - czasu trwania PC gEMG (T1) względem czasu trwania PC eEMG (T0) w grupie kontrolnej (norma); C- amplitudy PC gEMG (A1) względem amplitudy PC eEMG (A0) w grupie pacjentów; D- amplitudy PC gEMG (A1) względem amplitudy PC eEMG (A0) w grupie kontrolnej; E- pola powierzchni PC gEMG (S1) względem pola powierzchni PC eEMG (S0) w grupie pacjentów; F- pola powierzchni PC gEMG (S1) względem pola powierzchni PC eEMG (S0) w grupie kontrolnej.



Rycina 30. Wykres rozrzutu parametru średniej wartości amplitudy gEMG (A1) względem parametru Amplitudy eEMG wyznaczonych w grupie pacjentów z uszkodzeniem nerwu strzałkowego (CHs).



Rycina 31. Wykresy rozrzutu A- liczby zwrótów na sekundę T_0/s_0 gEMG (Turns Analysis) względem liczby zwrótów eEMG (IP Turns); B- liczby zwrótów na sekundę T_0/s_0 gEMG (Turns Analysis) względem aktywności sygnału eEMG (IP Activity).

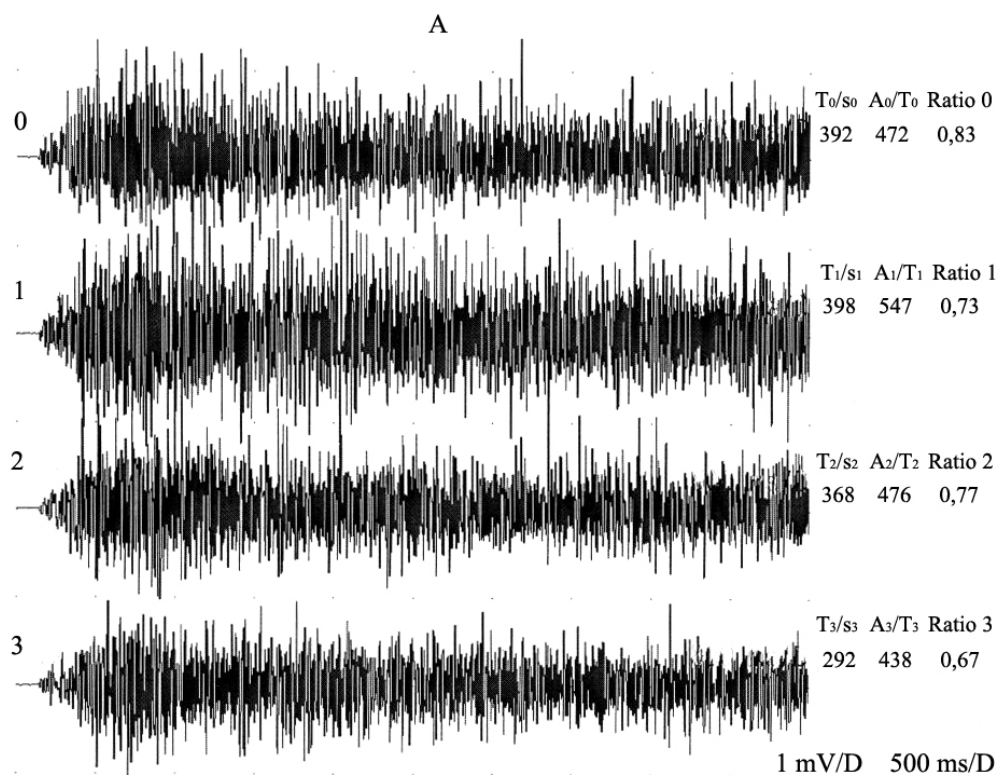
W odniesieniu do parametrów oceny ilościowej maksymalnej czynności wysiłkowej mięśnia piszczelowego przedniego za pomocą elektrody igłowej oraz parametrów analizy zwrótów potwierdzono występowanie wysokich, statystycznie istotnych korelacji między liczbą zwrótów na sekundę przy odprowadzeniu 0 w rejestracji powierzchniowej (T_0/s_0) i liczbą zwrótów zapisów eEMG (IP Turns), a także między liczbą zwrótów na sekundę (T_0/s_0) a aktywnością sygnału elektromiografii igłowej (IP Activity) dla obu grup pacjentów. Wykresy rozrzutu zmiennej T_0/s_0 względem obu parametrów analizy IP eEMG przedstawia rycina 31. Innych zależności parametrów badań wysiłkowych nie wykazano (tabela 17).

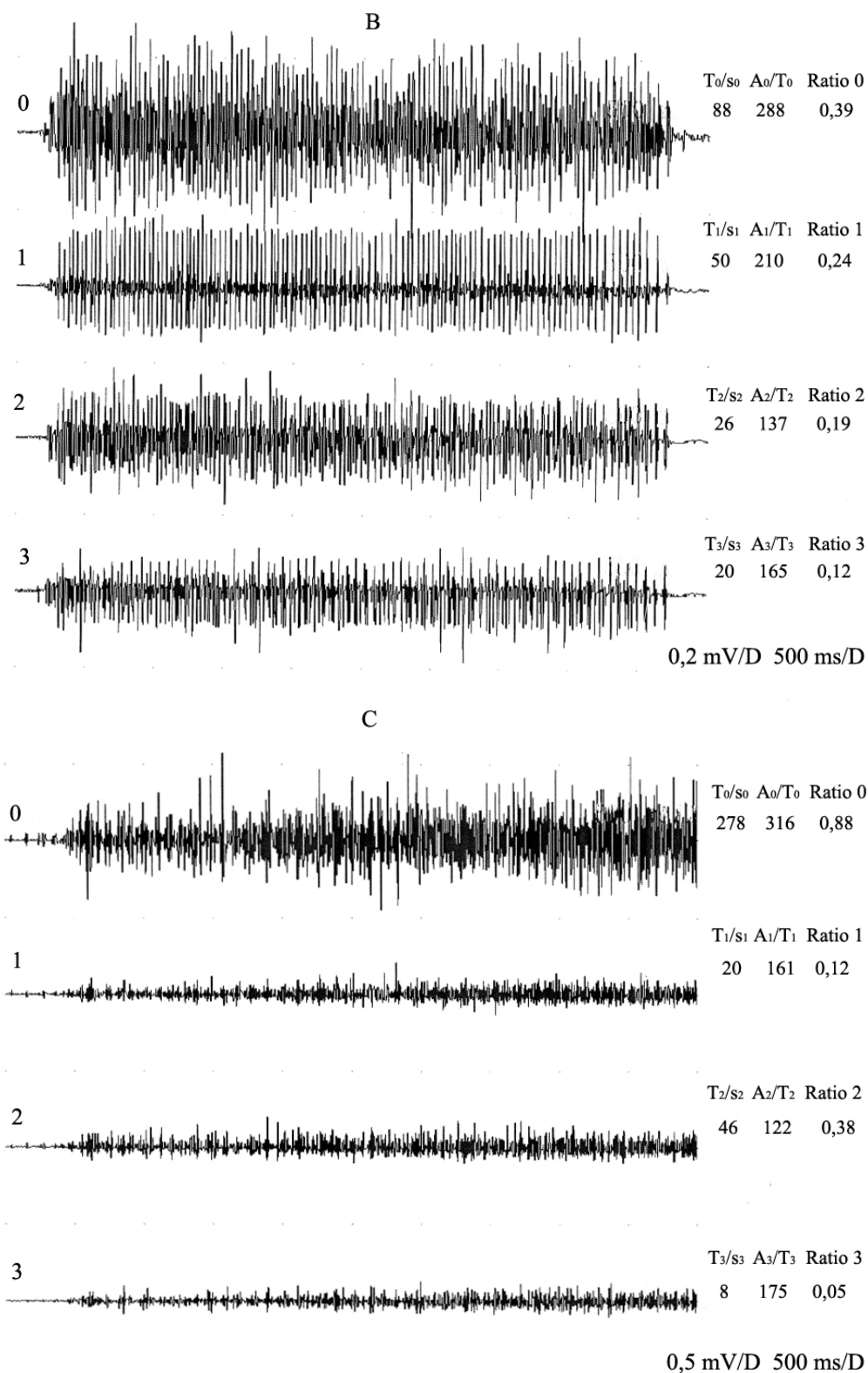
Ocena czynności spoczynkowej

W grupie kontrolnej siedemnastu osób podczas badania elektromiograficznego w spoczynku mięśnia piszczelowego przedniego nie stwierdzono występowania w zapisach igłowym i powierzchniowym patologicznej czynności spontanicznej, obserwowano tzw. ciszę elektryczną, szum o szacunkowej amplitudzie nie przekraczającej 5-10 μV .

Wzrokowa ocena zapisów EMG w spoczynku mięśnia w grupie pacjentów ogólnie nie wykazała patologicznych potencjałów spoczynkowych mięśnia. Tylko u jednego pacjenta (Nr 28) z 19 badanych u których stwierdzono występowanie w eEMG bardziej lub mniej nasilonych dodatnich fal ostrych i/lub fibrylacji, zaobserwowano dodatnie potencjały odnerwienia jednocześnie w rejestracji elektrodą igłową i powierzchniową (wyłącznie w odprowadzeniu 1).

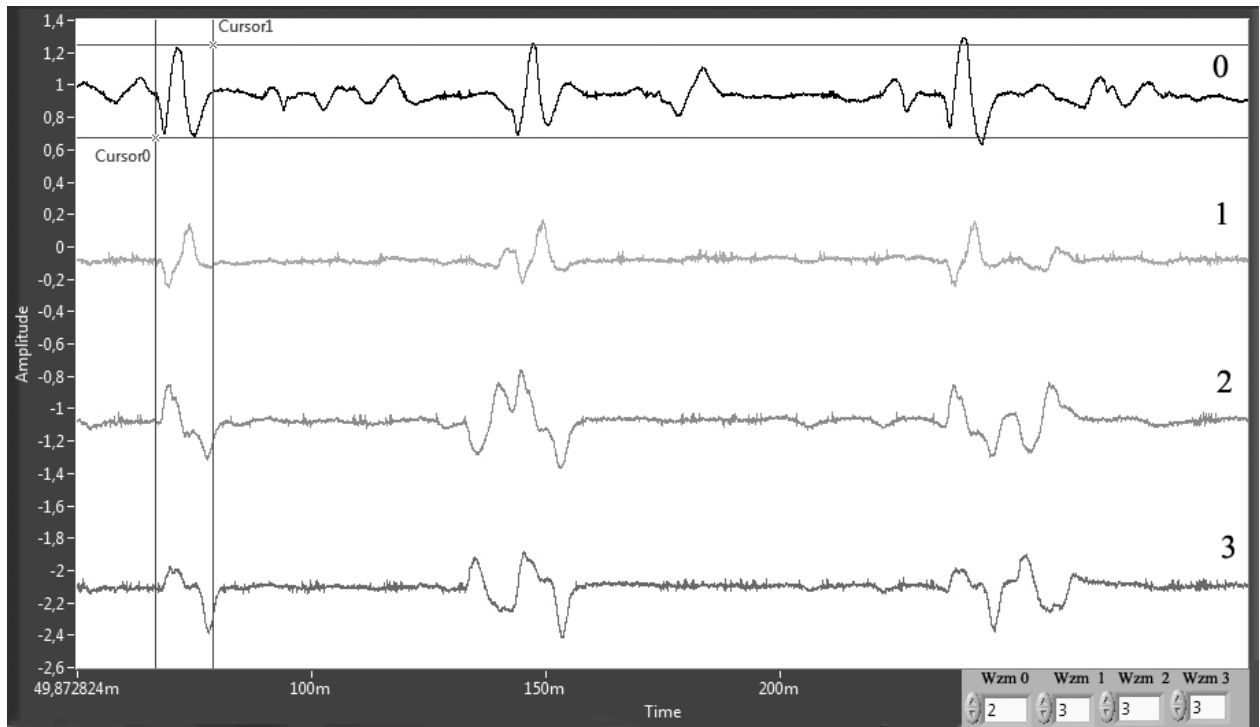
Poniżej przedstawiono zapisy otrzymane w badaniu gEMG analizy zwrotów oraz badaniu porównawczym eEMG i gEMG dla wybranych pacjentów z grupy CHk i CHs oraz Normy. Należy zwrócić uwagę na wartość wzmocnienia przy którym rejestrowany był sygnał, dla badań porównawczych często jest odrębny dla różnych przebiegów.



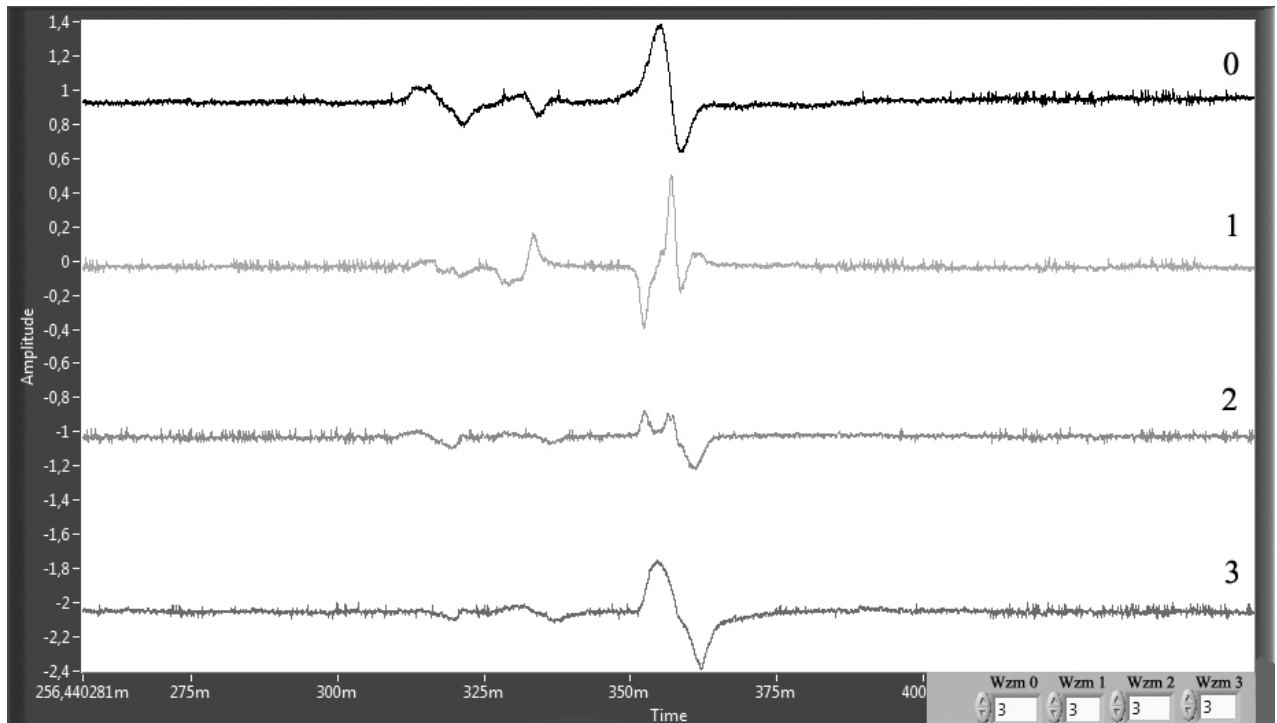


Rycina 32. Przykłady zapisów odprowadzanych z mięśnia piszczelowego przedniego otrzymanych w trakcie badania elektromiograficznego gEMG analizy zwrotów: A- norma (osoba Nr 4); B – pacjent z grupy CHs (Nr 33) z podoстрыm uszkodzeniem dolnego neuronu ruchowego na poziomie korzeni L4-L5 z współistniejącym ubytkiem włókien ruchowych nerwu strzałkowego; C- pacjent z grupy CHk (Nr 40) z przewlekłym uszkodzeniem korzeni rdzeniowych poziomów L4 i L5 (Materiał własny).

A



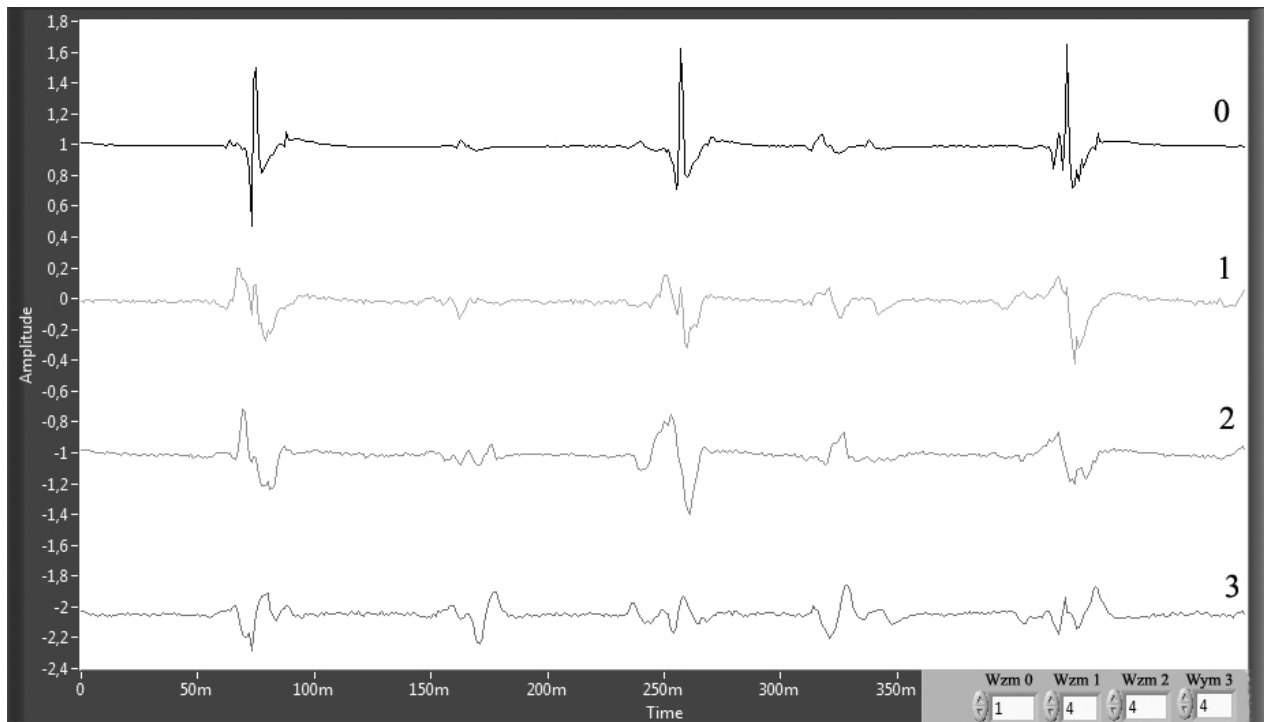
B



C



D



Rycina 33. Przykłady zapisów otrzymanych w trakcie badania porównawczego eEMG i gEMG według schematu X badania: A- pacjent z grupy CHs (Nr 33) z podostрым uszkodzeniem dolnego neuronu ruchowego na poziomie korzeni L4-L5 z współistniejącym ubytkiem włókien ruchowych nerwu strzałkowego; B- pacjent z grupy CHs (Nr 22) z neuropatią czuciowo-ruchową o charakterze aksonalno-demielinizacyjnym; C- pacjentka z porażeniem spastycznym (z objawami stopotrząsu) niezakwalifikowana do grupy badawczej z powodu braku możliwości oceny PCJR badanego mięśnia; D- norma (Nr 3) (Materiał własny)

6. Dyskusja

Elektromiografia igłowa jest bez wątpienia badaniem doskonalszym, bardziej precyzyjnym i mniej podatnym na czynniki zewnętrzne aniżeli elektromiografia powierzchniowa, a jej kliniczne zastosowanie jest niekwestionowane. Mimo tak wielu zalet eEMG, nieustannie i z powodzeniem rozwijają się techniki oceny czynności bioelektrycznej mięśni z zastosowaniem elektrod powierzchniowych (Cifrek i wsp., 2009). Powstaje pytanie, czy warto modyfikować metody elektromiografii powierzchniowej do celów diagnostyki klinicznej, jeśli można odnieść wrażenie, że elektromiografia igłowa jest badaniem idealnym?

Podstawowym atrybutem elektromiografii globalnej (gEMG) jest jej nieinwazyjność. Wkłucie elektrody igłowej i jej przemieszczanie w mięśniu wywołuje znaczny stres i dyskomfort u badanego pacjenta, szczególnie u dzieci. Rzadko, ale zdarza się, że pacjent na własną prośbę przerywa i rezygnuje z badania. Finsterer (2003) opisuje subiektywną ocenę odczucia bólu przez pacjentów podczas badania elektromiografii igłowej, bez istotności statystycznej kiedy porównywano ból w momencie wkłucia oraz po zakończeniu badania. W skali 10-stopniowej, ocena bólu badanych pacjentów z średniej wartości wyjściowej przed testem 1 wzrosła do 4 w trakcie badania, nie zanotowano przy tym istotnych zmian ciśnienia skurczowego i rozkurczowego krwi oraz tętna. Oczywisty i dobrze udokumentowany jest fakt, że badanie elektromiograficzne z użyciem elektrody igłowej jest bolesne (Finsterer, 2003; Strommen i Daube 2001). Kolejną kwestią jest możliwość wywoływania dysfunkcji czynności jednostek ruchowych badanego mięśnia, na skutek samego wkłucia. Przy takim założeniu, badanie elektromiografii igłowej nie rejestruje czynności w warunkach prawidłowych, ale bardziej patologicznych. Ponadto Desmendt (1981) już dawno postulował, że wkłucie tej samej elektrody igłowej może dać obraz czynności zdecydowanie różnych jednostek ruchowych o odmiennych parametrach w zależności od jej obrotu. W Polsce program do oceny czynności PCJR autorstwa Kopcina i Emeryk-Szajewskiej (2008) wydaje się być mało podatny na tego rodzaju fluktuacje, prezentując szybką analizę wszystkich dotychczas badanych parametrów istotnych dla różnicowania chorób miogennych od neurogennych. Pionier w badaniu czynności mięśnia David Burke (2010), przeprowadził próbę oceny aplikacji badań EMG dla potrzeb wielu dyscyplin medycyny, podkreślając przyszły kierunek jej rozwoju w metodzie diagnostyki pojedynczego włókna (ang. „single fibre EMG”) u chorych z zaburzeniami transmisji nerwowo-mięśniowej. Zwraca uwagę bardziej na konieczność rozwoju miniaturyzacji elektrod igłowych co zmniejszy efekt inwazyjny, aniżeli rozwój nowoczesnych technik analizy elektromiografii powierzchniowej.

Sporna pozostaje kwestia zdolności elektromiografii powierzchniowej do wykrywania i analizy czynności spontanicznej mięśnia, co potwierdzają również badania własne. W obecnej pracy zanotowano tylko jeden przypadek wyraźnego multipletu (w badaniach pilotażowych) i jedną rejestrację dodatnich potencjałów odnerwienia (w badaniach podstawowych). Można ją określić jako sporadyczną. Jest to niedoskonałość metody gEMG, wynikająca z ograniczonej rozdzielczości przestrzennej, która zdecydowanie zmniejsza jej wykorzystanie kliniczne (Pullman i wsp., 2000). Wysokoczęstotliwościowe potencjały spoczynkowe takie jak fibrylacje i dodatnie potencjały odnerwienia wykrywane są w gEMG raczej przypadkowo, natomiast fasykulacje z racji swojej morfologii (obszar fasykulacji zbliżony jest do obszaru potencjału jednostki ruchowej) obserwowane są w elektromiografii powierzchniowej często. Pullman i wsp. (2000) donoszą, że w 95% przypadków potwierzonego uszkodzenia motoneuronu elektromiografia powierzchniowa okazała się być skuteczną metodą detekcji fasykulacji. Jest to wskaźnik bardzo wysoki. Podobne spostrzeżenia sygnalizuje Drost i wsp. (2007) w odniesieniu do czynności spoczynkowej mięśnia, rejestrowanej za pomocą elektromiografii powierzchniowej wysokiej rozdzielczości (high-density gEMG). Można założyć, że elektromiografia powierzchniowa jest dobrym narzędziem do monitorowania fasykulacji u pacjentów, u których obecność została wcześniej potwierdzona. Niestety w prowadzonych badaniach czynności mięśnia piszczelowego przedniego fasykulacji nie rejestrowano, z uwagi na specyfikę etiologii schorzeń badanych. W jednym udokumentowanym przypadku badania mięśnia u chorej z podejrzeniem stwardnienia zanikowego bocznego (SLA) (badania pilotażowe, pacjentka Nr 2) w mięśniu piszczelowym przednim fasykulacje nie wystąpiły.

Standardowe odprowadzenia bipolarne gEMG stosowane w fizjoterapii lub badaniach biomechanicznych, wydają się być z założenia niewystarczające dla pomiarów cech pojedynczych potencjałów jednostek ruchowych, są dedykowane zresztą dla innych celów. Z tego względu rozszerza się ilość stosowanych odprowadzeń powierzchniowych oraz modyfikuje ich wzajemne konfiguracje, tak aby osiągnąć optymalne warunki umożliwiające rejestrację PCJR mięśnia (Merletti i wsp. 2008; Cifrek i wsp., 2010). Liniowe ustawienie kilku lub kilkunastu elektrod powierzchniowych względem siebie, jest najbardziej uznane i daje szerokie możliwości diagnostyczne. Pozwala na lokalizację strefy unerwienia, długości włókien mięśniowych, prędkości przewodzenia pobudzenia w mięśniu oraz czasu trwania potencjału jednostki ruchowej (Farina i wsp., 2004; Cherniz i wsp., 2007). Szczegółowy opis metod pomiaru wyżej wymienionych parametrów przedstawia Merletti i Parker (2004). W niniejszej pracy mimo ustawienia wzdłużnego trzech odprowadzeń powierzchniowych,

nie badano prędkości propagacji pobudzenia we włóknach mięśniowych. Zwiększenie ilości odprowadzeń gEMG wykorzystano, aby upewnić, że potencjał czynnościowy został prawidłowo zakwalifikowany do analiz i z dużym prawdopodobieństwem należy do tej samej lub tych samych jednostek ruchowych mięśnia. Przeprowadzone badania można rozszerzyć o analizę prędkości przewodzenia potencjału czynnościowego w przypadku, gdy odległości między powierzchniami czynnymi elektrod będą niezmiennie, a takie warunki zapewnia wyłącznie sztywna konstrukcja elektrody. Merletti i wsp. (2001c) podkreślają konieczność występowania dużego podobieństwa między sygnałami rejestrowanymi z sąsiednich odprowadzeń (współczynnik korelacji w zakresie 0,7-0,8) dla wiarygodności prowadzonych pomiarów. W badaniach własnych skoncentrowano się na analizie dwóch zasadniczych parametrów - amplitudy i czasu trwania potencjałów, które przyjęto za potencjały pojedynczych jednostek ruchowych. W nielicznych przypadkach analizowano kompleksy potencjałów, których kształt powtarzał się sukcesywnie w co najmniej dwóch odprowadzeniach. Otrzymanych wyników nie można w pełni skonfrontować z rezultatami innych zespołów badaczy, ze względu na znaczny stopień zależności wyżej wymienionych zmiennych od rodzaju zastosowanej elektrody. Ponadto w większości opracowań naukowych, między innymi wartość amplitudy potencjału jest wartością znormalizowaną, a w obecnych badaniach, kiedy wprowadzono do akwizycji system LabView, należało zbadać od podstaw wartości referencyjne. Elektrody liniowe w dotychczas przeprowadzonych badaniach, miały zdecydowanie mniejsze powierzchnie czynne (dla przykładu Merletti i wsp. 2001c; około 1 x 5 mm; 10 mm odstęp między powierzchniami czynnymi) niż te użyte w pracy (7 x 4 mm, 15 mm odstęp między punktami środkowymi elektrod). Uzyskane w pracy rezultaty (wartości liczbowe), należy potraktować indywidualnie dla zastosowanej metody.

Powstaje także pytanie czy płeć badanej populacji chorych w tej pracy, mógł wpłynąć na zróżnicowanie parametru amplitudy w grupach chorych lub w grupie kontrolnej zdrowych ochotników? Jest to bardzo prawdopodobne, biorąc pod uwagę wyniki badań Cioni i wsp. (1988), którzy stwierdzili większą amplitudę w odprowadzeniach powierzchniowych w rejestracjach EMG podczas maksymalnego skurczu mięśni bardziej u kobiet, aniżeli u mężczyzn. Jednakże w prezentowanej pracy, badano w obu grupach chorych 20 kobiet i 21 mężczyzn, co wydaje się być idealnie równą proporcją, na niekorzyść przewagi kobiet nad mężczyznami w grupie kontrolnej. Jest to jednakże podobny problem jak z lateralizacją funkcji ruchowej w obrazie eEMG na co zwracali uwagę Kamen i wsp. (1992).

Zastosowane w pracy metody wyboru potencjałów do analiz i pomiaru ich parametrów były w pełni manualne. Wydłużyło to czas badań, jednak nie wpłynęło

na wartość merytoryczną wyników. Obecnie dąży się do automatyzacji metod dekompozycji sygnału elektromiografii powierzchniowej (McGill i Lateva, 2005). Dostępnych jest szereg metod matematycznych i algorytmów sztucznej inteligencji. Bogaty ich opis prezentuje Reaz i wsp. (2006). Planowane jest w przyszłości zautomatyzowanie opracowanej metody analizy gEMG, a upowszechnione wyniki obecnej pracy, chociaż zaskakujące, mogą przyczynić się do kierunku jej rozwoju.

Badania własne czynności maksymalnej mięśnia piszczelowego przedniego, potwierdziły doświadczenia Sacco i wsp. (2009) dotyczących najlepszej lokalizacji elektrod powierzchniowych. Najwyższe wartości parametrów liczby zwrotów na sekundę i współczynnika (Ratio) otrzymane zostały w odprowadzeniach powierzchniowych 0 oraz 1 tj. około 35% długości mięśnia (rycina 32A) zarówno dla pacjentów jak i osób z grupy kontrolnej (długość mięśnia do pomiaru oszacowano palpacyjnie). Ciekawym byłoby zbadanie, czy parametry PCJR odprowadzane elektrodą igłową i elektrodą powierzchniową o największej amplitudzie byłyby podobne, gdyby miejsce wkłucia wystąpiło w lokalizacji 2 lub 3?

Wyniki pracy w dużym stopniu potwierdzają badania Preece i wsp. (1994), dotyczące zależności parametrów oceny ilościowej skurczu maksymalnego mięśnia w badaniach elektrodą igłową (IP) z parametrami zapisu gEMG (Turns Analysis). Wykazały one brak różnicy w parametrach liczby przejść przez linię izoelektryczną sygnału i częstotliwości medianowej rejestracji mięśnia piszczelowego przedniego oraz wyższą wartość parametru T/s rejestracji elektrodą koncentryczną niż elektrodą powierzchniową. W badaniach własnych wykazano wysoką statystyczną dodatnią zależność liczby zwrotów na sekundę zapisów gEMG z liczbą zwrotów i aktywnością sygnału eEMG. Także wartości zmiennej T/s zapisów eEMG były wyższe niż gEMG. Finsterer, (2001) podkreśla, że zmiany parametrów „analizy zwrotów” wyrażają zmiany prostych parametrów pojedynczych jednostek ruchowych (PCJR). T/s jest odwrotnie proporcjonalna do czasu trwania PCJR i proporcjonalna do odsetka potencjałów wielofazowych. Wartość amplitudy przez liczbę zwrotów (A/T) zwiększa się wraz ze wzrostem liczby rekrutujących jednostek ruchowych i wzrostem wartości amplitudy PCJR.

Podczas prowadzonych badań zaobserwowano istotne zjawisko, które może wpłynąć na przyszły kierunek badań EMG, w których popularnym mięśniem jest piszczelowy przedni ze względu na dobrze poznaną anatomię oraz funkcję jego jednostek ruchowych (McNeil i wsp., 2005, 2005a). Elektroda igłowa znajdująca się w mięśniu zdecydowanie ograniczała jego maksymalną skurczową czynność dowolną. Przejawiało się to w redukcji amplitudy

zapisu gEMG (schemat 2 badania) przy odprowadzeniach 1, 2, 3, kiedy jednocześnie używano elektrody igłowej w stosunku do analogicznych zapisów rejestrowanych wyłącznie za pomocą elektrod powierzchniowych (schemat 1 badania).

Badanie elektromiograficzne nigdy nie jest wykonywane niezależnie od badania elektroneurograficznego. Zawsze połączone jest z badaniem przewodzenia nerwów i stanowi w wielu przypadkach uzupełnienie diagnostyki chorób nerwowo-mięśniowych. Z tego względu warto jest ulepszać istniejące techniki, a także inwestować w nowe metody analizy elektromiografii powierzchniowej w zastosowaniach klinicznych. Niedoceniana analiza zwrotów (IP) elektromiografii globalnej maksymalnego skurczu mięśnia, wykazująca w tej pracy duże podobieństwo otrzymanych rezultatów w odprowadzeniach gEMG i eEMG, powinna zastąpić obciążoną dużym błędem obserwatora ocenę wzrokową rejestracji. W badaniach pilotażowych, wykonanych przed przystąpieniem do realizacji projektu głównego zakładano, że podobnie jak w pracy Perry i wsp. (1981) badających relacje pomiędzy parametrami rejestracji gEMG i eEMG, będzie można określić wskaźnik będący stałą do przeliczenia czasu trwania potencjału przy obu rodzajach odprowadzeń. Być może konieczna jest jednak zdecydowanie większa ilość rejestracji EMG do weryfikacji tej hipotezy.

W przedstawianej pracy nie badano chorych z pierwotnie mięśniowymi zmianami w czynności jednostek ruchowych. Jeżeli jednak tylko niewiele parametrów EMG globalnego u chorych ze zmianami neurogennymi było zbliżonych wartościami do parametrów PCJR rejestracji igłowej, należy przyjąć że różnicowanie zespołów miogennych będzie podobnie utrudnione. Tym niemniej, przeprowadzone badania parametrów EMG globalnych, wykazywały podobieństwa w obu grupach badanych chorych w odróżnieniu od osób zdrowych. Ten aspekt badań wskazuje na konieczność podjęcia dalszych prób przyszłego ukierunkowania badań elektromiografii powierzchniowej.

7. Wnioski

1. Przeprowadzone rejestracje elektromiografii powierzchniowej w większości przeprowadzonych testów nie umożliwiły wykrycia czynności spontanicznej mięśnia, mimo że potencjały denerwacyjne były obecne w zapisach eEMG.
2. Liczba zwrotów na sekundę (T/s), parametr analizy ilościowej skurczu maksymalnego mięśnia piszczelowego przedniego objętego procesem neurogennym, a rejestrowana za pomocą elektrod powierzchniowych jest statystycznie wysoko skorelowana z liczbą zwrotów oraz aktywnością sygnału elektromiografii igłowej eEMG.
3. Zmienne analizy zwrotów przy 4-kanałowej rejestracji elektromiografii powierzchniowej są wyraźnie wyższe dla czynności maksymalnej mięśnia osoby zdrowej aniżeli czynności mięśnia „neurogenego”, gdzie w badaniu igłowym stwierdzono zdecydowany wzrost parametrów pojedynczych potencjałów jednostek ruchowych. Parametry gEMG analizy zwrotów nie są wystarczające do różnicowania czynności prawidłowej mięśnia i mięśnia objętego patologią o niewielkim stopniu nasilenia.
4. Czas trwania potencjałów czynnościowych rejestrowanych elektrodą igłową nie różni się istotnie statystycznie i jest bardzo wysoko skorelowany z czasem trwania odpowiadających potencjałów rejestrowanych elektrodą powierzchniową o podobnej lokalizacji. Stwierdzono to zarówno w badaniach ochotników grupy kontrolnej jak i u chorych.
5. Czas trwania potencjałów czynnościowych rejestrowanych elektrodą powierzchniową u osób zdrowych nie różni się istotnie statystycznie od czasu trwania potencjałów neurogennych.
6. Amplitudy i pola powierzchni potencjałów czynnościowych jednostek ruchowych eEMG są zdecydowanie wyższe w porównaniu do analogicznych zmiennych analizowanych w gEMG (wszystkich zastosowanych odprowadzeń) w trakcie jednoczesnej rejestracji obiema metodami.
7. Amplitudy potencjałów czynnościowych rejestrowanych w badaniu gEMG (w kolejnych odprowadzeniach 1-3) różnią się istotnie między grupą kontrolną a pacjentami z neurogennym uszkodzeniem mięśnia. Pomimo tego, ze względu na niskie wartości amplitud PC w wszystkich grupach badanych osób można założyć, że różnicowanie rodzaju uszkodzenia mięśnia (neurogenne/pierwotnie mięśniowe) może być mało prawdopodobne.

8. Alfabetyczny spis skrótów i terminów używanych w pracy oraz ich objaśnienia

A0, A1, A2, A3,	amplituda potencjału jednostki ruchowej zarejestrowanego odpowiednio na kanałach 1-4 rejestratora przy odprowadzeniach 0, 1, 2, 3
Activity	aktywność sygnału wyrażona w procentach, parametr analizy zapisu wysiłkowego mięśnia w rejestracji elektroda igłową
A/T	wartość amplitudy przez liczbę zwrotów, parametr analizy zwrotów
CHk	grupa badanych pacjentów z uszkodzeniem korzeni rdzeniowych
CHs	grupa badanych pacjentów z uszkodzeniem nerwu strzałkowego
CMAP	compound motor action potential, odpowiedź M, fala M; potencjał wywołany z mięśnia w następstwie stymulacji elektrycznej nerwu zaopatrującego ten mięsień
CMRR	ang. „common mode rate rejection”, współczynnik tłumienia sygnałów fazowych, współczynnik dyskryminacji
eEMG	elektromiografia elementarna, igłowa
EMG	elektromiografia, badanie elektromiograficzne; badanie diagnostyczne czynności bioelektrycznej jednostek ruchowych mięśnia w trakcie skurczu lub w warunkach spoczynkowych
ENG	elektroencefalografia, badanie elektroencefalograficzne
Envelope	obwiednia; amplituda szczyt-szczyt, po usunięciu 4 obszarów leżących poza obwiednią, parametr analizy ilościowej zapisu maksymalnego skurczu mięśnia elektromiografii igłowej wyrażony w μV
gEMG	elektromiografia globalna, powierzchniowa
MFCV	ang. „mean muscle fiber conduction velocity”, średnia wartość prędkości przewodzenia włókna mięśniowego
MUAP	motor unit action potential, potencjał czynnościowy jednostki ruchowej (PCJR)
Multi-MUP	program diagnostyczny aparatu Keypoint do rejestracji i obróbki potencjałów czynnościowych jednostek ruchowych i analizy statystycznej ich parametrów
MUNE	ang. „motor unit number estimation”, nieinwazyjna metoda oceny liczby jednostek ruchowych mięśnia
N	liczebność próby

Norma	grupa osób zdrowych; grupa kontrolna
NSS	ang. „number of small (short) segments”; liczba krótkich segmentów – wskaźnik analizy IP skurczu maksymalnego mięśnia.
ISEK	The International Society of Electromyography and Kinesiology; Międzynarodowe Towarzystwo Elektrofizjologii i Kinezylogii
IMRR	współczynnik tłumienia napięcia izolacji
IP	interference pattern; EMG-IP program do analizy maksymalnego skurczu mięśnia badania elektromiografii igłowej
JR	jednostka ruchowa
PC	potencjał czynnościowy
p_t	prawdopodobieństwo testowe
Ratio	wskaźnik analizy zwrotów; wynik dzielenia parametrów T/s i A/T
r_s	współczynnik korelacji porządku rang Spearmana
S0, S1, S2, S3	pole powierzchni potencjału jednostki ruchowej rejestrowanej odpowiednio na kanałach 1-4 rejestratora przy odprowadzeniach 0, 1, 2, 3
SD	odchylenie standardowe
SENIAM	Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles; Elektromiografia powierzchniowa w nieinwazyjnej ocenie mięśni
S. I.	wskaźnik wielkości jednostki ruchowej, parametr analizy MultiMUP
T0, T1, T2, T3	czas trwania potencjału jednostki ruchowej zarejestrowanego odpowiednio na kanałach 1-4 rejestratora przy odprowadzeniach 0, 1, 2, 3
T	ang. „turns” -zwrot –zmiana kierunku sygnału większa niż 100μV;
T/s	liczba zwrotów sygnału na sekundę
Turns Analysis	analiza zwrotów sygnału elektromiograficznego; moduł oscyloskopu ogólnego zastosowania aparatu Keypoint firmy Medtronic (jest to nazwa własna programu; właściwe tłumaczenie ang. turns analysis)
α	poziom istotności

9. Spis rycin i tabel

Ryciny

Rycina 1. Obraz maksymalnego skurczu mięśnia piszczelowego przedniego, rejestracje elektrodą powierzchniową A – prawidłowa rekrutacja i derekrutacja jednostek ruchowych w mięśniu zdrowym. B- nieprawidłowa derekrutacja jednostek ruchowych w mięśniu objętym procesem neurogennym (Materiał własny)..... 8

Rycina 2. Przykłady potencjałów jednostek ruchowych (MUPs) i ich parametry: A -amplituda 3512 μV , czas trwania 9,60 ms; 3 fazy; 3 zwroty; B - amplituda 1153 μV , czas trwania 11,8 ms; 7 faz; 7 zwrotów (Materiał własny)..... 11

Rycina 3. Przykłady oceny wzrokowa i ilościowej (chmurka Stalberga) zapisu eEMG odprowadzanego przy maksymalnym skurczu mięśnia (A, B, C, D, E – zapisy z mięśnia piszczelowego przedniego, P- zapis z mięśnia obszernego uda bocznego. P- zapis patologicznej interferencji; A- zapis interferencyjny, B- zapis pośredni bogaty, C –zapis pośredni; D - zapis pośredni ubogi; E -zapis prosty (podstawa czasu 100 ms/D; wzmacnienie 1 mV/D) (Materiał własny)..... 16

Rycina 4. A Struktura prawidłowo unerwionych jednostek ruchowych mięśnia, B Schemat uszkodzenia neurogennego mięśnia, C Schemat uszkodzenia miogennego mięśnia.....20

Rycina 5. Rozmieszczenie elektrody odbiorczej i stymulującej podczas badania włókien ruchowych nerwu strzałkowego. W prawej części ryciny pokazano przykładowe rejestracje fal M badania prawidłowego (Materiał własny)..... 23

Rycina 6. Przykład prawidłowych rejestracji fali F (prawa część ryciny) wywołanych po stymulacji nerwu strzałkowego (górna granica normy interlatencji F-M zależna od wzrostu pacjenta wynosi 47,2 ms; wzrost pacjenta 165 cm, latencja fal M- 3,3 ms; minimalna interlatencja fal F-M 39,2 ms; 19 fal F na 20 stymulacji) (Materiał własny)..... 24

Rycina 7. Schemat blokowy układu pomiarowego do badań EMG (zmodyfikowane według Kopec, 2008)..... 25

Rycina 8. Elektrody odbiorcze firmy Alpine Biomed: A- koncentryczna jednorazowa elektroda igłowa, B- elektroda jednorazowa powierzchniowa z przewodami oraz wtykami łączącymi (Materiał własny)..... 27

Rycina 9. Różne rodzaje multielektrod powierzchniowych: A - pierwsza srebrna elektroda liniowa wyprodukowana i używana przez LISiN (Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare –Torino Italy), B - Prototyp elektrody liniowej skonstruowanej na Politechnice Poznańskiej; C - 126-kanalowa giętka siatka elektrod (źródło: Lapatki i wsp. 2004).....28

Rycina 10. Relacje anatomiczne mięśni podudzia kończyny dolnej człowieka (zmodyfikowane za Schuenke i wsp. 2006)..... 29

Rycina 11. Akcesoria dedykowane dla aparatu Keypoint firmy Medtronic: A - jednorazowa elektroda powierzchniowa Ag-AgCl; B - kabel połączeniowy ekranowany (długość 1m) do elektrod powierzchniowych; C - kabel ekranowany do elektrody igłowej koncentrycznej; D- elektroda uziemiająca mocowana na rzep (zdjęcia z katalogu firmy Medtronic)..... 34

Rycina 12. Fotografia urządzeń podstawowych (A) jak i dodatkowych (B) dla aparatu Keypoint wykorzystywanych w pracy. A - 4-kanalowe wyjście analogowe firmy Medtronic, B - karta przetwornka A/C DaqBoard/3005 na USB (16-bit,1 MHz) firmy IOtech połączona przewodem (CA-G56) z terminalem zaciskowym (TB-100).....	35
Rycina 13. Panel czołowy aplikacji.....	37
Rycina 14. Rozmieszczenie elektrod odbiorczych podczas badania pilotażowego (0-odprowadzenie eEMG; 1-odprowadzenie gEMG).....	40
Rycina 15. Schemat 1 badań: rozmieszczenie elektrod odbiorczych podczas badania podstawowego (0, 1, 2, 3 -odprowadzenia gEMG).....	41
Rycina 16. Schemat 2 badań: rozmieszczenie elektrod odbiorczych podczas badania podstawowego (0-odprowadzenie eEMG; 1,2,3-odprowadzenia gEMG).....	42
Rycina 17. Wykresy rozrzutu parametru Amplituda eEMG/gEMG względem parametru Czas trwania eEMG/gEMG; A- podczas lekkiego skurczu mięśnia, B- podczas umiarkowanego skurczu mięśnia.....	46
Rycina 18. Wykresy rozrzutu parametru Amplituda gEMG względem parametru Amplituda eEMG; A- podczas lekkiego skurczu mięśnia, B- podczas umiarkowanego skurczu mięśnia.	47
Rycina 19. Wykresy rozrzutu parametru Czas trwania gEMG względem parametru Czas trwania eEMG; A- podczas lekkiego skurczu mięśnia, B- podczas umiarkowanego skurczu mięśnia.....	48
Rycina 20. Przykład zapisu spoczynkowego -triplet (Pacjentka 4): 0-odprowadzenie igłowe eEMG; 1- odprowadzenie powierzchniowe gEMG (Materiał własny).....	49
Rycina 21. Przykłady rejestracji elektromiograficznych (Pacjent 5): 0-odprowadzenie igłowe eEMG; 1- odprowadzenie powierzchniowe gEMG (Materiał własny).....	49-50
Rycina. 22. Przykłady rejestracji elektromiograficznych (Pacjent 10): 0-odprowadzenie igłowe eEMG; 1- odprowadzenie powierzchniowe gEMG (Materiał własny).....	50-51
Rycina. 23. Przykłady rejestracji elektromiograficznych (Pacjent 10): 0-odprowadzenie igłowe eEMG; 1- odprowadzenie powierzchniowe gEMG.....	51
Rycina 24. Wykresy wartości średnich, wartości maksymalnej i minimalnej dla zmiennych wyznaczonych w badaniu elektroneurograficznym ENG nerwu strzałkowego: A-Amplituda fali M [mV] w trzech kolejnych punktach stymulacji na przebiegu nerwu; B- Prędkość przewodzenia między punktami stymulacji CV [m/s].....	57
Rycina 25. Wykresy wartości średnich, wartości maksymalnej i minimalnej dla zmiennych PCJR wyznaczonych w standardowym igłowym badaniu elektromiograficznym eEMG: A- Amplituda [μ V] PCJR; B- Czas trwania PCJR [ms]; Pole powierzchni PCJR [μ Vms].....	58

Rycina 26. Wykresy wartości średnich, wartości maksymalnej i minimalnej dla zmiennych wyznaczonych w standardowym igłowym badaniu elektromiograficznym eEMG w analizie skurczu maksymalnego IP: A-liczba zwrotów; B- amplituda [μV]; C-liczba zwrotów przez amplitudę T/A; D - aktywność sygnału Activity[%]; E - Liczba krótkich segmentów NSS; F - obwódnia sygnału Envelope [μV]..... 58-59

Rycina 27. Wykresy wartości średnich, wartości maksymalnej i minimalnej dla zmiennych wyznaczonych w badaniu elektromiograficznym globalnym (gEMG) za pomocą modułu Turns Analysis: A- liczba zwrotów na sekundę (T/s); B- wartość amplitudy przez liczbę zwrotów (A/T); C- współczynnik „Ratio” 60

Rycina 28. Wykresy wartości średnich, wartości maksymalnej i minimalnej dla zmiennych wyznaczonych w badaniu porównawczym eEMG (odprowadzenie 0) i gEMG (odprowadzenia 1,2,3): A - amplituda PC [μV]; B - czas trwania PC [ms]; C - pole powierzchni PC [μVms]..... 63

Rycina 29. Wykresy rozrzutu parametrów wyznaczonych według schematu 2 badania: A- czasu trwania PC gEMG (T1) względem czasu trwania PC eEMG (T0) w grupie pacjentów; B - czasu trwania PC gEMG (T1) względem czasu trwania PC eEMG (T0) w grupie kontrolnej (norma); C-amplitudy PC gEMG (A1) względem amplitudy PC eEMG (A0) w grupie pacjentów; D- amplitudy PC gEMG (A1) względem amplitudy PC eEMG (A0) w grupie kontrolnej; E- pola powierzchni PC gEMG (S1) względem pola powierzchni PC eEMG (S0) w grupie pacjentów; F- pola powierzchni PC gEMG (S1) względem pola powierzchni PC eEMG (S0) w grupie kontrolnej..... 65

Rycina 30. Wykres rozrzutu parametru średniej wartości amplitudy gEMG (A1) względem parametru Amplitudy eEMG wyznaczonych w grupie pacjentów z uszkodzeniem nerwu strzałkowego (CHs)..... 66

Rycina 31. Wykresy rozrzutu A- liczby zwrotów na sekundę T_0/s_0 gEMG (Turns Analysis) względem liczby zwrotów eEMG (IP Turns); B- liczby zwrotów na sekundę T_0/s_0 gEMG (Turns Analysis) względem aktywności sygnału eEMG (IP Activity)..... 66

Rycina 32. Przykłady zapisów odprowadzanych z mięśnia piszczelowego przedniego otrzymanych w trakcie badania elektromiograficznego gEMG analizy zwrotów: A- norma (osoba Nr 4); B – pacjent z grupy CHs (Nr 33) z podoстрыm uszkodzeniem dolnego neuronu ruchowego na poziomie korzeni L4-L5 z współistniejącym ubytkiem włókien ruchowych nerwu strzałkowego; C- pacjent z grupy CHk (Nr 40) z przewlekłym uszkodzeniem korzeni rdzeniowych poziomów L4 i L5 (Materiał własny)..... 68

Rycina 33. Przykłady zapisów otrzymanych w trakcie badania porównawczego eEMG i gEMG według schematu X badania: A- pacjent z grupy CHs (Nr 33) z podoстрыm uszkodzeniem dolnego neuronu ruchowego na poziomie korzeni L4-L5 z współistniejącym ubytkiem włókien ruchowych nerwu strzałkowego; B- pacjent z grupy CHs (Nr 22) z neuropatią czuciowo-ruchową o charakterze aksonalno-demielinizacyjnym; C- pacjentka z porażeniem spastycznym (z objawami stopotrząsu) niezakwalifikowana do grupy badawczej z powodu braku możliwości oceny PCJR badanego mięśnia; D- norma (Nr 3) (Materiał własny)..... 70

Tabele

- Tabela 1. Porównanie możliwości analizy elektromiografii powierzchniowej gEMG i igłowej eEMG (zmodyfikowane wg, Zwarts i wsp., 2000)..... 14
- Tabela 2. Charakterystyka wyładowań spoczynkowych (rejestracja elektrodą igłową koncentryczną) (tekst: zmodyfikowane za Emeryk Szajewska, 2008; Hausmanowa-Petrusewicz, 1980; ryciny: Preston i Shapiro, 2005)..... 15
- Tabela 3. Zależności między zmianami parametrów PCJR, a zmianami anatomicznymi mięśnia (zmodyfikowane wg. Hausmanowa Petrusewicz, 1986; Stålberg i wsp., 1996)... 20
- Tabela 4. Kryteria swoiste i nieswoiste miopatii i zaniku neurogennego w obrazie eEMG (na podstawie Hausmanowa-Petrusewicz, 1993; Buchthal, 1991)..... 21
- Tabela 5. Wartości referencyjne [**średnia** (zakres)] parametrów badania eEMG mięśnia piszczelowego przedniego określone w Zakładzie Patofizjologii Narządu Ruchu Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu..... 31
- Tabela 6. Zmiany parametru czasu trwania PCJR mięśnia piszczelowego przedniego w zależności od wieku (badanie elektrodą igłową koncentryczną) [Porównywane do Buchthal F., Rosenfalck P., Action potential parameters in different human muscles, Acta Psychiatr Neurol Scand., 1955, Munsgaard International Publishers Ltd. Copenhagen, Denmark].. 31
- Tabela 7. Zestawienie otrzymanych wartości parametrów PCJR rejestracji powierzchniowych i igłowych (średnia (odchylenie standardowe), zakres)..... 45
- Tabela 8. Wyniki testu Wilcozona i testu t-Studenta dla zmiennych powiązanych (zaznaczono na szaro) ($p > 0,05$ oznacza brak wystąpienia statystycznie istotnych różnic między mierzonymi parametrami badania eEMG i gEMG)..... 45
- Tabela 9. Wyniki analizy korelacji porządku rang Spearmana (korelacje istotne statystycznie $p < 0,05$ zaznaczono na czerwono)..... 47
- Tabela 10. Statystyki podstawowe [**średnia**, (odchylenie standardowe), zakres] dla zmiennych otrzymanych w badaniu elektroneurograficznym według metody przedstawionej na rycinie 5. Dane opracowane za pomocą modułu MCV w systemie Keypoint..... 52
- Tabela 11. Statystyki podstawowe [**średnia**, (odchylenie standardowe), zakres] dla zmiennych otrzymanych w badaniu elektromiograficznym igłowym eEMG w grupie „neurogennej”. Dane opracowane za pomocą modułu MultiMUP i IP w systemie Keypoint. 52
- Tabela 12. Statystyki podstawowe [**średnia**, (odchylenie standardowe), zakres] dla zmiennych otrzymanych w badaniu elektromiograficznym według metody przedstawionej na rycinie 15. Dane opracowane za pomocą modułu „Turns Analysis” w systemie Keypoint. 53
- Tabela 13. Statystyki podstawowe [**średnia**, (odchylenie standardowe), zakres] dla zmiennych otrzymanych w badaniu elektromiograficznym w „grupie neurogennej” według metody przedstawionej na rycinie 16 – Dane opracowane za pomocą niezależnej aplikacji

w LabView (T-czas trwania potencjału; A- wartość amplitudy potencjału; S- pole powierzchni potencjału)..... 53-55

Tabela 14. Statystyki podstawowe [**średnia**, (odchylenie standardowe), zakres] dla zmiennych otrzymanych w badaniu elektromiograficznym w grupie kontrolnej według metody przedstawionej na rycinie 16 w podrozdziale 4.2. Dane opracowane za pomocą niezależnej aplikacji w LabView (T-czas trwania potencjału; A- wartość amplitudy potencjału; S- pole powierzchni potencjału)..... 55-56

Tabela 15. Wyniki testu Manna Whitneya dla zmiennych niepowiązanych – badania elektroneurograficznego i klasycznej elektromiografii igłowej ($p_t < 0,05$ zaznaczono na czerwono)..... 57

Tabela 16. Wyniki testów statystycznych ($p_t < 0,05$ zaznaczono na czerwono)..... 61

Tabela 17. Wyniki analizy korelacji porządku rang Spearmana (korelacje istotne statystycznie $p_t < 0,05$ zaznaczono na czerwono)..... 64

10. Piśmiennictwo

Adrian E. D., Bronk D. W., The discharge of impulses in motor nerve fibers II: The frequency of discharges in reflex and voluntary contractions, *J. Physiol.*, 1929, 67, 119-51.

Al-Assaf Y., Surface myoelectric signal analysis dynamic approaches for change detection and classification, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2006, 53(11), 2248-2256.

Anders D. B., Stålberg E. V., Nandedkar S. D., Analysis of the Electromyographic Interference Pattern, *J. Clin. Neurophysiol.*, 1996, 13, 5, 385-400.

Arabadzhev T. I., Dimitrov V. G., Dimitrova N. A., Dimitrov G. V., Influence of motor unit synchronization on amplitude characteristics of surface and intramuscularly recorded EMG signals, *Eur. J. Appl. Physiol.*, 2010, 108, 227-237.

Armitage P., *Metody statystyczne w badaniach medycznych*, PZWL, Warszawa 1978.

Baldissera F., Hultborn H., Illert M., Integration in spinal neuronal systems. W: Brooks V.B., Ed. *Handbook of Physiology: The Nervous system. vol. II: Motor Control. Part 1: Am. Physiol. Soc.; Bethesda*, 1981.

Błaszczak J. W., *Biomechanika kliniczna*, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 2004, 171-190.

Bobrowski D., Łybacka K., *Wybrane metody wnioskowania statystycznego*, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań, 1995.

Boe S. G., Stashuk D. W., Doherty T. J., Motor unit number estimation by decomposition-enhanced spik-triggered averaging: control data, test-retest reliability, and contractile level effects, *Muscle Nerve*, 2004, 29(5), 693-699.

Bogucki A., Niedzielska K., Niewiadomska N., Zakrzewska-Pniewska B., *Rekomendacje diagnostyczne Polskiego Towarzystwa Neurofizjologii Klinicznej: elektromiografia, potencjały wywołane, elektroencefalografia*, *Aktualności Neurologiczne*, 2001, 2, 1, 101-127.

Broman H., De Luca C. J., Mambrito B., Motor unit recruitment and firing rates interaction in the control of human muscles, *Brain Research*, 1985, 337, 311-319.

Buchthal F., Electromyography in the evaluation of muscle diseases, *Methods in Clinical Neurophysiology*, 1991, 2, 25-45.

Buchthal F., Schmalbruch H., Motor units of mammalian muscle, *Physiol. Rev.*, 1980, 60, 90-142.

Burke D., Whither needle EMG? *Clinical Neurophysiology*, 2010, 121, 1373-1375.

Cherniz A. S., Bonell C. E., Tabering C. B., Study of the SEMG probability distribution of the paretic tibialis anterior muscle, *Journal of Physics: Conference Series*, 2007, 90.

Christie A., Greig I. J., Kamen G., Gabriel D. A., Relationships between surface EMG variables and motor unit firing rates, *Eur. Appl. Physiol.*, 2009, 6, 21.

Chruściel M., LabView w praktyce, Wydawnictwo BTC, Legionowo, 2008.

Cifrek M., Medved V., Tonković S., Ostojić S., Surface EMG based fatigue evaluation in biomechanics, *Clinical Biomechanics*, 2009, 24, 4, 327-340.

Cioni R., Giannini F., Paradiso C., Battistini N., Denoth F., Navona C., Startia A., Differences between surface EMG in male and female subjects evidenced by automatic analysis, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1988, 70, 306-312.

De Lisa J. A., Manual of nerve conduction velocity and clinical neurophysiology, Raven Press, New York, 1994.

De Luca C. J., The use of surface electromyography in biomechanics, *Journal of Applied Biomechanics*, 1997, 13, 135-163.

De Luca C. J., Adam A., Wotiz R., Gilmore D., Nawab H., Decomposition of surface EMG signals, *Journal Neurophysiology*, 2006, 96, 1646-1657.

Desmendt J.E., Plasticity of motor unit organization studied by coherent electromyography in patients with nerve lesions or with myopathic or neuropathic diseases. W: Demendt J.E. (ed), *Progress in clinical neurophysiology*, 1981, 9, 250-304.

Donaldson S., Donaldson M., Snelling L., SEMG evaluations: an overview, *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 2003, 28, 2, 121-127.

Drost G., Kleine B.U., Stegeman D. F., van Engelen B. G., Zwarts M. J., Fasciculation potentials in high-density surface EMG, *J. Clin. Neurophysiol.*, 2007, 24(3), 301-307.

Drost G., Stegeman D. F., Engelen B. G. M., Zwarts M. J., Clinical applications of high-density surface EMG: a systematic review, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2006, 16, 586-602.

Drozdowski W., Techniki badania elektroneurograficznego, W: *Neurofizjologia kliniczna*, tom 1, Red: Emeryk-Szajewska B., Niewiadomska-Wolska M. Medycyna Praktyczna, Kraków, 2008, 79-89.

Emeryk-Szajewska B., Krótka historia powstania i rozwoju elektromiografii i elektroneurografii, W: *Neurofizjologia kliniczna*, tom 1, Red: Emeryk-Szajewska B., Niewiadomska-Wolska M. Medycyna Praktyczna, Kraków, 2008, 47-54.

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*, 2002a, 115, 1-12.

Farina D., Arendt-Nielsen L., Merletti R., Indino B., Craven-Nielsen T., Selectivity of spatial filters for surface EMG detection from the tibialis anterior muscle, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2003, 50, 3.

- Farina D., Cescon V., Merletti R., Influence of anatomical, physical, and detection-system parameters on surface EMG, *Biological Cybernetics*, 2002b, 86, 445-456.
- Farina D., Fosci M., Merletti R., Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables, *J. Appl. Physiol.*, 2002c, 92, 235-247.
- Farina D., Merletti R., Enoka R. M., The extraction of neural strategies from the surface EMG, *Journal of Applied Physiology*, 2004, 96, 1486-1495.
- Finsterer J., EMG-interference pattern analysis, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2001, 11, 231-246.
- Finsterer J., Effect of needle-EMG on blood-pressure and heart-rate, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2004, 14, 283-286.
- Gazzoni M., Farina D., Merletti R., A new method for the extraction and classification of single motor unit action potentials from surface EMG signals, *Journal of Neuroscience Methods*, 2004, 136, 165-177.
- Grottel K., Celichowski J., Organizacja mięśnia i sterowanie ruchem, Część I, Sterowanie ruchem, Wydawnictwo Naukowe AWF, Poznań, 2000.
- Haig A. J., Gelblum J. B., Rechten J. J., Gitter A. J., The use of surface EMG in the diagnosis and treatment of nerve and muscle disorders, *Muscle Nerve*, 1999, 22, 8, 239-242.
- Hausmanowa-Petrusewicz I., *Elektromiografia kliniczna*, PZWL, Warszawa, 1986.
- Hausmanowa-Petrusewicz I., Haftek J., *Choroby nerwów obwodowych*, PZWL, Warszawa, 1972.
- Hausmanowa-Petrusewicz I., *Choroby mięśni*, Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa, 1993.
- Hausmanowa-Petrusewicz I., Prawidłowy elektromiogram, W: *Neurofizjologia kliniczna*, tom 1, Red: Emeryk-Szajewska B., Niewiadomska-Wolska M. *Medycyna Praktyczna*, Kraków, 2008, 91-96.
- Hermens H. J., Bruggen T. A. M., Baten C. T. M., Rutten W. L. C., Boom H. B. K., The median frequency of the surface EMG power spectrum in relation to motor unit firing and action potential properties, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1992, 2, 1, 15-23.
- Hermens H. J., Freriks B., Disselhorst-Klug C., Rau G., Development of recommendations for SEMG sensors and sensors placement procedures, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2000, 10, 361-374.
- Hermens H. J., Freriks B., Merletti R., Hägg G., Stegeman D.F., Blok J., Rau G., Disselhorst-Klug C., SENIAM 8: European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, Roessingh Research and Development b.v., ISBN 90-75452-15-2, 1999.

Hermens H. J., Vollenbroek-Hutten M. M. R., Effects of electrode dislocation on electromyographic activity and relative rest time: effectiveness of compensation by normalization procedure, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 2004, 42, 502-508.

Hogrel J. Y., Clinical applications of surface electromyography in neuromuscular disorders, *Clinical Neurophysiology*, 2005, 35, 59-71.

Holewijn M., Heus R., Effects of temperature on electromyogram and muscle function, *European Journal of Applied Physiology*, 1992, 65, 541-545.

Huber J., *Badania neurofizjologiczne, C4, W: Choroby wewnętrzne, Tom II, Podręcznik multimedialny oparty na zasadach EBM, Red. Szczeklik A., Rozdział VII. Choroby reumatyczne, C. Badania diagnostyczne, Kraków, Medycyna Praktyczna, 2006.*

Johnson E. W., Pease W. S., *Practical Electromyography, William & Wilkins, Baltimore, 1997.*

Jonas D., Bischoff C., Conrad B., Influence of different types of surface electrodes on amplitude, area and duration of the compound muscle action potential, *Clinical Neurophysiology*, 1999, 110, 2171-2175.

Józwiak M., Idzior M., Huber J., Szulc A., Grottel K., Podpajęczynówkowe podawanie baklofenu w leczeniu spastyczności u chorych z mózgowym porażeniem dziecięcym – doniesienie wstępne, *Chirur. Narz. Ruch. Ortop. Pol.*, 2003, 68, 4, 253-259.

Kaczmarek P., Huber J., Lisiński P., Witkowska A., Kasiński A., Investigation of the relationship between stimulus parameters and a human muscle contraction force during stimulation of the gastrocnemius muscle, *Artif. Organs*, 2010, 34, 2, 126-135.

Kakuda N., Nagaoka M., Tanaka R., Discrimination of different motor units by spike-triggered averaging of surface electromyograms, *Neurosci. Lett.*, 1991, 122, 2, 237-240.

Kallenberg L., Hermens H., J., Behaviour of motor unit action potential rate, estimated from surface EMG, as a measure of muscle activation level, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2006, 3, 15, 1-13.

Kamen G., Greenstein S., De Luca C. J., Lateral dominance and motor unit firing behavior, *Brain Research*, 1992, 576, 165-167.

Katsis C. D., Goletsis Y., Likas A., Fotiadis D. I., Sarmas I., A novel method for automated EMG decomposition and MUAP classification, *Artificial Intelligence in Medicine*, 2006, 37, 55-64.

Khezri M., Jahed M., Real-time intelligent pattern recognition algorithm for surface EMG signals, *Biomedical Engineering OnLine*, 2007, 6, 45.

Kimura J., *Electrodiagnosis in diseases of nerve and muscle. Principles and Practise, Oxford University Press, 2001.*

Kinalski R., Neurofizjologia kliniczna dla neurorehabilitacji. Podręcznik dla studentów i absolwentów wydziałów fizjoterapii, MedPharm Polska, 2008.

Kochanowicz J., Zespoły cieśni nerwu strzałkowego, W: Neurofizjologia kliniczna, tom 1, Red: Emeryk-Szajewska B., Niewiadomska-Wolska M., Medycyna Praktyczna, Kraków, 2008, 233-236.

Kopeć J., Zasada działania aparatury elektromiograficznej. Metody rejestracji i analizy sygnałów EMG, W: Neurofizjologia kliniczna, tom 1, Red: Emeryk-Szajewska B., Niewiadomska-Wolska M., Medycyna Praktyczna, Kraków, 2008, 55-69.

Ladegaard J., Story of electromyography equipment, Muscle and Nerve, 2002,11, 128-133.

Lange F., van Weerden T., W., van der Hoeven J., H., A new surface electromyography analysis method to determine spread of muscle fiber conduction velocities, J. Appl. Physiol., 2002, 93, 759-764.

Lapatki B. G., Van Dijk J. P., Jonas I. E., Zwarts M. J., Stegeman D. F., A thin flexible multielectrode grid for high-density surface EMG, J. Appl. Physiol., 2004, 96, 327-336.

Lehmann J. A. R., Ritchie A. E., Clinical Electromyography, Edinburgh London New York, Churchill Livingstone, 1987.

Lisiński P., Huber J., Samborski W., Witkowska A., Neurophysiological assessment of the electrostimulation procedures used in stroke patients during rehabilitation, Int. J. Artif. Organs, 2008, 31, 1, 76-86.

McComas A. J., Motor unit estimation: methods, results and present status, Muscle and Nerve, 1991, 14, 585-597.

McGill K. C., Lateva Z. C., Marateb H. R., EMGLAB: An interactive EMG decomposition program, Journal of Neuroscience Methods, 2005, 149, 2, 121-133.

McNeil C. J., Doherty T. J., Stashuk D. W., Rice C. L., Motor unit number estimates in the tibialis anterior muscle of young, old, and very old men, Muscle Nerve, 2005, 31(4), 461-467.

McNeil C. J., Doherty T. J., Stashuk D. W., Rice C. L., The effect of contraction intensity on motor unit number estimates of the tibialis anterior, Clin. Neurophysiol., 2005a, 116(6), 1342-1347.

Meekins G. D., So Y., Quan D., American Association of Neuromuscular and Electrodiagnostic Medicine Evidenced-Based Review: Use of surface electromyography in the diagnosis and study of neuromuscular disorders, Muscle and Nerve, 2008, 38, 4, 1219-1224.

Merletti R., Farina D., Surface EMG processing: Introduction to the special issue, Biomedical Signal Processing and Control, 2008, 3, 115-117.

- Merletti R., Farina D., Gazzoni M., Merlo A., Ossola P., Rainoldi A., Surface electromyography. A window on the muscle, a glimpse on the central nervous system, *Eur. Med. Phys.*, 2001a, 37, 57-68.
- Merletti, R., Hermens, H., Kedefors, R., European Community Projects on Surface Electromyography. Engineering in Medicine and Biology Society, Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE, 2001b, 2, 1119 – 1122.
- Merletti R., Parker P., Electromyography. Physiology, Engineering and Noninvasive Applications, John Wiley & Sons Inc. Hoboken, New Jersey, 2004.
- Merletti R., Rainoldi A., Farina D., Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle, *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 2001c, 29, 1, 20-25.
- Moczko J.A., Kramer L., Cyfrowe metody przetwarzania sygnałów biomedycznych, Wydawnictwo Naukowe UAM, Poznań, 2001.
- Nandedkar S. D., Barkhaus P. E., Charles A., Multi-Motor Unit Action Potential Analysis (MMA), *Muscle Nerve*, 1995, 18, 1155-1166.
- Oh S.J.: Clinical Electromyography. Nerve conduction studies. Philadelphia, Lippincott Williams and Wilkinson, 2003.
- Pattichis C. S., Schofield I., Merletti R., Parker P. A., Middleton L. T., Introduction to the special issue intelligent data analysis in electromyography and electroneurography, *Medical Engineering and Physics*, 1999, 21, 379-388.
- Perry J., Schmidt-Easterday C., Antonelli D. J., Surface versus intramuscular electrodes for electromyography of superficial and deep muscles, *Physical Therapy*, 1981, 61, 1, 7-15.
- Pracki T., Pracka D., Wzmacniacz napięć bioelektrycznych, *Sen*, 2002, 2, 1, 15-19.
- Preece A. W., Wimalaratna H. S., Green J. L., Churchill E., Morgan H. M., Non-invasive quantitative EMG, *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, 1994, 34, 81-86.
- Preston D. C., Shapiro B. E., Electromyography and Neuromuscular Disorders, Clinical-Electrophysiologic Correlations, 2nd Edition, Elsevier, Butterworth&Heinemann, 2005.
- Pullman S. L., Goodin D. S., Marquez A I., Tabbal S., Rubin M., Clinical utility of surface EMG, Report of the therapeutics and technology assessment subcommittee of the American Academy of Neurology, *Neurology*, 2000, 55, 171-177.
- 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.
- Sacco I. C. N., Gomes A. A., Otuzi M. E., Pripas D., Onodera A. N., A method for better positioning bipolar electrodes for lower limb EMG recordings during dynamic contractions, *Journal of Neuroscience Methods*, 2009, 180, 133-137.

- Sanders D. B., Stålberg E., Nandedkar S. D., Analysis of the electromyographic interference Pattern, *Journal of Clinical Neurophysiology*, 1996, 13, 385-400.
- Schuenke M., Schulte E., Schumacher U., Voll M., Wesker K., Ross L., Lamperti E., Atlas of Anatomy, General Anatomy and Musculoskeletal System, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2005.
- Skawina A. (Red.), Kończyna górna, kończyna dolna, Wydawnictwo Uniwersytetu Jagiellońskiego, Kraków, 2006.
- Stålberg E., Falck B., Clinical Motor Nerve Conduction Studies, *Meth. Clin. Neurophysiol.*, 1993, 4, 3.
- Stålberg E., Falck B., The role of electromyography in neurology, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1997, 103, 579-598.
- Stålberg E., Falck B., Sonoo M., Stalberg S., Astrom M., MULTI-MUAP EMG analysis-a two years experience in daily clinical work, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1995, 97, 145-154.
- Stålberg E., Nandedkar S. D., Sanders D. B., Falck B., Quantitative motor unit potential analysis, *Journal of Clinical Neurophysiology*, 1996, 13, 401-422.
- Stanisz A., Przystępny kurs statystyki w oparciu o program STATISTICA PL na przykładach z medycyny, StatSoft, Kraków, 1998.
- Stanisz A. (red.), Biostatystyka, Wydawnictwo Uniwersytetu Jagiellońskiego, Kraków, 2005.
- Štrin I., Jarm T., Strojnik V., Evaluation of the mean power frequency of the emg signal power spectrum at endurance levels during fatiguing isometric muscle contractions, *Kinesiologia Slovenica*, 2008, 14, 1, 28-38.
- Strommen J. A., Daube J. R., Determinants of pain in needle electromyography, *Clinical Neurophysiology*, 2001, 112, 1414-1418.
- Sun T. Y., Lin T. S., Chen J. J., Multielectrode surface EMG for noninvasive estimation of motor unit size, *Muscle and Nerve*, 1999, 22 (8), 1063-1070.
- Suzuki H., Conwit R. A., Stashuk D., Santarsiero L., Metter E. J., Relationships between surface-detected EMG signals and motor unit activation, *Med. Sci. Sports Exerc.*, 2002, 34 (9), 1509-1517.
- Szmidt-Sałkowska E., Rowińska-Marcińska K., Klasyczne, elektrofizjologiczne kryteria rozpoznania miopatii W: Postępy w diagnostyce i leczeniu chorób mięśni, Red: Drozdowski W., *Medycyna Praktyczna*, Kraków, 2004, 17-18.
- Türker K. S., Electromyography: some methodological problems and issues, *Physical Therapy*, 1993, 73, 10.

Willison, R. G., Analysis of electrical activity in healthy and dystrophic muscle in man, *J. Neurol. Neurosurg. Psychiat.*, 1964, 27, 386–394.

Winkel J., Jorgensen K., Significance of skin temperature changes in surface electromyography, *European Journal of Applied Physiology*, 1991, 63, 345-348.

Woods J. J., Bigland-Ritchie B., Linear and non-linear surface EMG/Force relationships in human muscles, *American Journal of Physical Medicine* 1983, 62, 6.

Wood S. M., Jarratt J. A., Barker A. T., Brown B. H., Surface electromyography using electrode arrays: a study of motor neuron disease, *Muscle and Nerve*, 2001, 24, 223-230.

www.seniam.org

Yerdelen D., Koc F., Sarica Y., The effects of gender and age on motor unit number estimation in a normal population, *Acta Neurol. Belg.*, 2006, 106, 5-8.

Zwarts M. J., Drost G., Stegeman D., F., Recent progress in the diagnostic use of surface EMG for neurological diseases. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2000, 10, 287-291.

11. Formularz zgody na badanie elektromiograficzne i elektroneurograficzne

Zgoda na badanie EMG i elektroneurograficzne

Pani/Pan.....

Wyrażam zgodę na przeprowadzenie u mnie badania EMG i ENG w celu ustalenia charakteru zmian chorobowych i oceny ich nasilenia.

Zostałam/em poinformowany, że badanie polega na elektrostymulacji lub magnetostymulacji nerwów oraz badaniu mięśnia elektrodą igłową i powierzchniową.

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.

Data

Podpis pacjenta

12. Streszczenie

Założenia i cele pracy

Praca miała na celu weryfikację akwizycji i analizy czynności bioelektrycznej mięśnia piszczelowego przedniego poprzez program LabView, dostosowany specjalnie w tym celu do współpracy z systemem Keypoint, w oparciu o równoczesne rejestracje elektromiografii powierzchniowej (gEMG) i igłowej (eEMG). Podczas badań diagnostycznych neurofizjologii klinicznej, analizowano wartości parametrów amplitudy pojedynczych potencjałów czynnościowych jednostek ruchowych (PCJR), ich czasu trwania oraz pola powierzchni w populacji osób zdrowych i chorych z podejrzeniem objawami uszkodzenia neurogennego mięśni.

Zmiany w czynności pojedynczych potencjałów jednostek ruchowych, można oszacować przeprowadzając porównania wyżej wymienionych parametrów potencjałów rekrutujących jednostek ruchowych między kolejnymi rejestracjami gEMG odprowadzanymi jednocześnie z czterema odprowadzeniami bipolarnymi i jednym odprowadzeniem igłowym. Przyjęto założenie, że tego rodzaju porównanie mogłoby pozwolić na różnicowanie zakresu uszkodzenia na podstawie nieinwazyjnych rejestracji gEMG. Celem pracy było również sprawdzenie, w jakim stopniu elektromiografia powierzchniowa gEMG umożliwia detekcję patologicznej czynności spontanicznej obecnej w rejestracjach elektrodą igłową.

Dodatkowo podjęto próbę oszacowania parametrów „Analizy Zwrotów” przy rejestracji EMG wysiłkowego (ang. „Turns Analysis”; liczba zwrotów na sekundę T/s), amplitudy przez liczbę zwrotów (A/T) oraz współczynnika będącego wynikiem podzielenia dwóch wymienionych parametrów, podczas 4-kanalowej rejestracji powierzchniowej przy maksymalnym skurczu mięśnia piszczelowego przedniego z zachowaniem ustalonego wcześniej rozmieszczenia elektrod. Zostało to przeprowadzone w grupie osób chorych jak i w grupie kontrolnej osób zdrowych. Moduł „Oscyloskop” aparatu Keypoint w trybie „Analiza Zwrotów” nie jest powszechnie wykorzystywany do celów diagnostycznych w Polsce. Z tego powodu nie były bliżej znane jego wartości referencyjne.

W ostatnim etapie badań zostały zweryfikowane korelacje pomiędzy parametrami standardowej analizy ilościowej wzorca zapisu wysiłkowego (IP - ang. „interference pattern”, wzorec interferencji) rejestrowanego podczas skurczu maksymalnego mięśnia, a parametrami analizy zwrotów gEMG („Analyzis”) oraz zależności między oszacowanymi wartościami parametrów potencjałów czynnościowych elektromiografii powierzchniowej i igłowej.

Podsumowując – badania mają odpowiedzieć na pytanie, na ile analizowana metoda elektromiografii powierzchniowej dla celów neurofizjologii klinicznej, może być porównywana do badań elektromiografii igłowej w praktyce diagnostycznej?

Badani i metody

Dla celów pracy opracowano aplikację w programie LabView umożliwiającą akwizycje i obróbkę rejestracji elektromiograficznych, obsługującą kartę przetwornika A/C DaqBoard/3005 podłączoną do aparatu diagnostycznego Keypoint firmy Medtronic.

Testy przeprowadzono w dwóch etapach z wykorzystaniem odmiennych metod badawczych:

1. Badania pilotażowe wykonano na 10 osobach z potwierdzonym uszkodzeniem neurogennym jednostek ruchowych mięśnia piszczelowego przedniego. Jednocześnie rejestrowano ich czynność z wykorzystaniem jednego odprowadzenia igłowego (eEMG) i jednego odprowadzenia powierzchniowego. Analizowano amplitudy i czasy trwania komplementarnych potencjałów jednostek ruchowych z obu rejestracji elektromiograficznych.

2. Badania główne przeprowadzono na chorych ze stwierdzonymi zmianami w czynności jednostek ruchowych mięśnia piszczelowego przedniego (N=41) oraz w grupie osób zdrowych (N=17). W celu potwierdzenia zmian neurogennych w mięśniu wykonano standardowe badanie elektromiografii igłowej. Ponadto u osób chorych, w celu wyodrębnienia grup badawczych przeprowadzono testy elektroneurograficzne przewodzenia włókien ruchowych nerwu strzałkowego zaopatrującego badany mięsień piszczelowy przedni (chorzy z przewlekłym lub podoстрыm uszkodzeniem korzeni rdzeniowych L4-L5 i chorzy z ubytkiem włókien ruchowych nerwu strzałkowego). Rejestrowano zapisy EMG z 4 odprowadzeń rozmieszczonych wzdłuż włókien mięśnia (0-odprowadzenie igłowe-elektroda koncentryczna; 1, 2, 3-odprowadzenia powierzchniowe-elektrody dwubiegunowe). Następnie analizowano parametry amplitudy, czasu trwania oraz pola powierzchni odpowiadających sobie potencjałów jednostek ruchowych występujących jednocześnie, na co najmniej dwóch odprowadzeniach. Oceniano także parametry analizy zwrotów przy maksymalnym skurczu mięśnia (T/s; A/T; Ratio) w trakcie 4-kanalowej rejestracji elektrodami powierzchniowymi.

Wyniki i wnioski

Przeprowadzone rejestracje gEMG w większości przeprowadzonych testów nie umożliwiły wykrycia czynności spontanicznej mięśnia, mimo że potencjały denerwacyjne były obecne w zapisach eEMG.

Liczba zwrotów na sekundę (T/s), parametr analizy ilościowej skurczu maksymalnego mięśnia piszczelowego przedniego objętego procesem neurogenym, a rejestrowana za pomocą elektrod powierzchniowych jest statystycznie wysoko skorelowana z liczbą zwrotów oraz aktywnością sygnału elektromiografii igłowej.

Zmienne analizy zwrotów przy 4-kanalowej rejestracji elektromiografii powierzchniowej są wyraźnie wyższe dla czynności maksymalnej mięśnia osoby zdrowej, aniżeli czynności mięśnia „neurogenego”, gdzie w badaniu igłowym stwierdzono zdecydowany wzrost parametrów pojedynczych potencjałów jednostek ruchowych. Parametry gEMG analizy zwrotów nie są wystarczające do różnicowania czynności prawidłowej mięśnia i mięśnia objętego patologią o niewielkim stopniu nasilenia.

Czas trwania potencjałów czynnościowych rejestrowanych elektrodą igłową nie różni się istotnie statystycznie i jest bardzo wysoko skorelowany z czasem trwania odpowiadających potencjałów rejestrowanych elektrodą powierzchniową o podobnej lokalizacji. Stwierdzono to zarówno w badaniach ochotników grupy kontrolnej jak i u chorych.

Czas trwania potencjałów czynnościowych rejestrowanych elektrodą powierzchniową u osób zdrowych nie różni się istotnie statystycznie od czasu trwania potencjałów neurogennych.

Amplitudy i pola powierzchni potencjałów czynnościowych jednostek ruchowych eEMG są zdecydowanie wyższe w porównaniu do analogicznych zmiennych analizowanych w gEMG (wszystkich zastosowanych odprowadzeń w trakcie jednoczesnej rejestracji obiema metodami).

Amplitudy potencjałów czynnościowych rejestrowanych w badaniu gEMG (w kolejnych odprowadzeniach 1-3 na znacznej długości mięśnia) różnią się istotnie między grupą kontrolną a chorymi z neurogenym uszkodzeniem mięśnia. Pomimo tego, ze względu na niskie wartości amplitud potencjałów czynnościowych w wszystkich grupach badanych osób można założyć, że różnicowanie rodzaju uszkodzenia mięśnia (neurogenne/pierwotnie mięśniowe) może być mało prawdopodobne.

13. Summary

IMPORTANCE OF THE GLOBAL ELECTROMYOGRAPHY IN NEUROPHYSIOLOGICAL DIAGNOSTICS, A CONCEPT OF SINGLE MOTOR UNITS ACTION POTENTIALS ANALYSIS

by Alicja Witkowska

Principles and aims of work

Presented work aimed with verification of acquisition and analysis for tibialis anterior muscle bioelectrical activity with LabView program, specially adjusted for cooperation with Keypoint System, basing on simultaneous electromyographical recordings with surface (gEMG) and needle electrodes (eEMG). During neurophysiological diagnostic examinations, there were analyzed values of amplitudes parameters, their durations and areas of recordings performed in populations of healthy people and patients with symptoms of neurogenic disease.

Changes in activity of single motor units action potentials can be ascertained performing the comparisons of above mentioned parameters in potentials of the recruiting muscle motor units between subsequent gEMG recordings led simultaneously with four bipolar surface and one needle electrodes. It was assumed, that this kind of comparison could have let for the differentiation of the injury range basing on the non-invasive gEMG recordings. The aim of this work was also estimation, to what degree gEMG surface electromyography allows for detection the pathological spontaneous activity which was present in the needle recordings.

Additionally the attempt was undertaken to assess parameters of “Turns Analyzis” (number of turns per second) when the voluntary EMG recordings were performed, as well as amplitude divided by number of turns (A/T) and the coefficient being result of dividing the two above mentioned parameters during 4-channel surface recording during maximal contraction of anterior tibial muscle at earlier set system of electrodes array. It was performed in a group of patients as well as in a group of healthy volunteers. “Oscilloscope” module in the Keypoint system during “Turns Analyzis” application is not commonly used in Poland for the diagnostic purposes. Because of this reason its reference values were not known in details.

During the last stage of studies there were verified correlations between parameters of the standard quantitative analysis in the pattern of effort recording (IP-interference pattern) during maximal contraction of muscle and parameters of gEMG Turns Analyzis as well as the relationships between ascertained values of the action potentials parameters from surface and needle electromyography.

In general – these studies should have answered the question how far the analyzed method of surface electromyography for the clinical neurophysiology purposes can be compared with examinations of needle electromyography in the diagnostic practice?

Examined subjects and methods

There was created for purposes of this work the specially designed application in LabView program making possible the acquisition and further calculation the electromyographic recordings, serving for A/C digital converter DaqBoard/3005 connected to the diagnostic Medtronic Keypoint System.

Tests were performed in two stages using two different research approaches:

1. Pilot studies were performed in 10 subjects with the confirmed neurogenic disease in motor units of tibialis anterior muscle. Their activity was recorded simultaneously using one needle lead (eEMG) and one surface bipolar lead. There

were analyzed amplitudes and duration parameters of the complementary motor units potentials from both types of electromyographical recordings.

2. Main studies were performed on patients with ascertained changes in activity of tibialis anterior muscle motor units (N=41) and in a group of healthy volunteers (N=17). In order to confirm the neurogenic changes in a muscle there was performed a standard examination of the elementary electromyography. Moreover, in a group of patients, in order to create the research groups there were performed the electroneurographical examinations of the motor fibers transmission within peroneal nerves supplying the examined anterior tibial muscle (patients with acute or subacute injury of L4-L5 ventral roots and patients with the peroneal nerve motor fibers loss). There were performed EMG recordings from 4 leads distributed longitudinally for muscle fibers (0-needle lead with the concentric electrode; 1, 2, 3- surface bipolar leads). Then there were analyzed the amplitude parameters, duration and the potential area for subsequent and familiar the motor units action potentials observed simultaneously in at least two leads. Parameters of turn analysis at the maximal muscle contraction (T/s; A/T, Ratio) were evaluated during the 4-channel recordings with bipolar electrodes.

Results and conclusions

Performed gEMG recordings in most of the performed examinations did not make possible to find out the spontaneous muscle activity, although the denervation potentials were observed in eEMG recordings.

Number of turns per second (T/s), the parameter of quantitative analysis during the maximal contraction of anterior tibial muscle with neurogenic disease and recorded with surface leads is statistically highly correlated with the number of turns and activity of the electromyographic signal recorded with needle.

Variables of the turns analysis with 4-channel surface electromyography recordings are clearly higher for maximal activity of the healthy subject muscle than the activity of "neurogenic" muscle, where in a needle recording there was ascertained the highly strong increasing of parameters in single muscle motor units action potentials. Parameters of gEMG turns analysis are not important enough for differentiation of activity in a healthy muscle and the muscle involved with moderate pathology advancement.

Duration of the action potentials recorded with needle electrode is not statistically different and it is highly correlated with the duration of familiar potentials recorded with surface electrodes at similar location. This was found both in examinations of the volunteers from control group and in patients.

Duration of action potentials recorded with surface electrode in healthy people is not statistically different from duration of neurogenic potentials.

Amplitudes and areas of motor units action potentials recorded with eEMG method show higher values in comparison to analogical variables analyzed in gEMG (in all leads used) with simultaneous recordings utilizing both method.

Amplitudes of motor units action potentials recorded in gEMG examinations (at subsequent leads 1-3 for much length of muscle) differ significantly among healthy people and patients with neurogenic changes in muscles. Beside this, taking into account the low values of amplitudes in action potentials in all groups of examined people it can be supposed, that differentiation the type of muscle disease (neurogenic *versus* miogenic) is not likely to be possible.