

Czy metody automatycznej analizy badania EMG mogą zastąpić lekarza w procesie diagnostycznym?

Does the automated EMG analysis can replace a physician in the diagnostic process?

KAZIMIERZ TOMCZYKIEWICZ^{1, A-G}, ANDRZEJ DOBROWOLSKI^{2, B-E, G}

¹ Klinika Neurologiczna Wojskowego Instytutu Medycznego w Warszawie

² Wydział Elektroniki Wojskowej Akademii Technicznej w Warszawie

A – przygotowanie projektu badania, **B** – zbieranie danych, **C** – analiza statystyczna, **D** – interpretacja danych, **E** – przygotowanie maszynopisu, **F** – opracowanie piśmiennictwa, **G** – pozyskanie funduszy

Streszczenie Układ nerwowy człowieka przez wymianę sygnałów między komórkami umożliwia człowiekowi kontakt z otaczającym światem, reagowanie na zmiany zachodzące w środowisku, jak również współdziałanie poszczególnych narządów i tkanek. Od kiedy nauczono się odbierać, a następnie interpretować sygnały bioelektryczne generowane przez organizm ludzki zrodziła się potrzeba ich obiektywnej oceny. Ponieważ każda ocena wykonywana przez badacza jest subiektywna, wraz z erą komputeryzacji zaczęto wprowadzać systemy umożliwiające lub próbujące ocenić je obiektywnie. Dziedziną neurofizjologiczną, w której od początku rozwoju podejmowane są takie próby, jest elektromiografia. Niestety, żaden z zaproponowanych dotychczas systemów analizy, tj. analiza częstotliwościowa, analiza metodą stosunku zwrotów do amplitudy, nie przyjął się powszechnie. Obecnie trwają próby zastosowania analizy falkowej do oceny potencjałów czynnościowych jednostki ruchowej. Analiza falkowa polega na aproksymacji potencjałów czynnościowych jednostek ruchowych za pomocą zbioru tzw. *detali*. W toku wieloletnich prac badawczych wykazano, że współczynniki wagowe poszczególnych *detali* niosą istotną informację różnicującą przypadki prawidłowe od patologicznych. Podzbiór najkorzystniejszych współczynników tworzy wektor cech, który podany na wytrenowaną sieć SVM (*support vector machine*) umożliwia poprawną klasyfikację z wysoką czułością i swoistością. Na obecnym etapie rozwoju metody te niestety nie są w stanie w pełni zastąpić pracy lekarza, mogą mu natomiast podpowiedzieć czy elektromiogram jest prawidłowy lub czy ma cechy uszkodzenia miogenego lub neurogenego.

Słowa kluczowe: elektromiografia, analiza falkowa, analiza widmowa, analiza metodą stosunku zwrotów do amplitudy.

Summary The human nervous system through the exchange of signals between cells enables man's contact with the world, responding to changes in the environment, as well as between the various organs and tissues. Since the human learned to receive and interpret bioelectric signals generated by the human body, a need for an objective assessment has been developed. Since each evaluation carried out by a researcher is subjective, systems to enable or trying to evaluate them objectively were introduced in the era of computerization. A branch field of neurophysiology, in whose development such attempts had been taken from the beginning is electromyography. Unfortunately, none of the proposed data analysis systems, ie. frequency analysis, turns/amplitude analysis has not been adopted widely. Currently, attempts to use wavelet analysis for assessment of motor unit action potentials are made. Wavelet analysis is based on the approximation of the motor unit action potential waveforms from a set of so-called details. In the course of many years of research, authors showed that various details weighting factors carry important information differentiating normal from pathological cases. A subset of weighting factors creates a good feature vector, which given to trained Support Vector Machine network allows the correct classification of high sensitivity and specificity. At the current stage of development of these methods, they are unfortunately not able to fully replace the work of a doctor, but the methods can give him a hint whether electromyogram is normal or it has characteristics of myogenic or neurogenic damage.

Key words: electromyography, wavelet analysis, spectrum analysis, turns/amplitude analysis.

Fam Med Prim Care Rev 2015; 17(4): 347–351

Wstęp

Układ nerwowy człowieka dzięki wymianie sygnałów elektrycznych między komórkami umożliwia człowiekowi kontakt z otaczającym światem, reagowanie na zmiany zachodzące w środowisku, jak również współdziałanie poszczególnych narządów i tkanek. Od kiedy Luigi Galvani odkrył, że komórki pobudliwe „porozumiewają się” między sobą za pomocą impulsów elektrycznych, rozpoczęto badania ich właściwości. Z czasem nauczono się je rejestrować i parametryzować, a następnie interpretować ich znaczenie. Stwierdzono, że sygnały są różne w stanach fizjologii i pa-

tologii [1]. Okazało się, że największe znaczenie kliniczne mają badania elektrofizjologiczne układu nerwowego, tj. elektroencefalografia (EEG), elektroneurografia (ENG), elektromiografia (EMG) i potencjały wywołane (PW). Ale badania elektrofizjologiczne znalazły zastosowanie także w innych dziedzinach, jak np. kardiologii – elektrokardiografia (EKG) czy okulistyce – elektroretinografia (ERG), elektrookulografia (EOG) [2].

Gwałtowny rozwój różnych technik badania sygnałów elektrycznych datuje się od lat 70. ubiegłego wieku, kiedy do użytku zaczęły wchodzić komputery. Uznano, że wiele stawianych dotychczas na podstawie badania elektrofizjologicznego diagnoz obciążonych jest „subiektywnym spoj-



zeniem” osób wykonujących badanie [2–4]. Należy więc ten subiektywny czynnik wyeliminować i stworzyć narzędzia bardziej obiektywne. Kolejnym krokiem stało się stworzenie algorytmów, które w sposób automatyczny analizują sygnał bioelektryczny i na tej podstawie oceniają, czy jest on prawidłowy czy nie oraz ewentualnie, jaka patologia się za nim kryje [5]. Takie metody oceny najszerzej stosowane są w ocenie elektrokardiogramu. Również od początku badań związanych z oceną pracy mięśni metodami elektromiograficznymi dla wielu badaczy było oczywiste, że wiele parametrów jest klasyfikowanych bardzo subiektywnie. Dlatego dążono do stworzenia metod obiektywnych. Jednak brakowało odpowiednich narzędzi. Ostatnie lata przynosząc olbrzymi postęp w dziedzinie elektroniki, informatyki oraz matematyki, którego emanacją jest gwałtowny rozwój metod cyfrowego przetwarzania sygnałów, stwarzają możliwość większej obiektywizacji stawianych automatycznie diagnoz [6, 7].

Przegląd metod diagnostyki schorzeń nerwowo-mięśniowych

Metodą, dzięki której możemy diagnozować choroby mięśni, jest **elektromiografia**. Polega ona na badaniu czynności bioelektrycznej komórek mięśniowych. Jest doskonałym przykładem wykorzystania elektrofizjologii w celach diagnostycznych i poznawczych, w różnych stanach zarówno zdrowia, jak i choroby. Elektromiografia może ogniskować się na różnych aspektach elektrofizjologicznych i stąd wyróżnia się m.in.: rutynowe badanie EMG, elektromiografię pojedynczego włókna (*single fiber EMG*, SFEMG), makro-EMG, scanning-EMG czy elektromiografię powierzchniową (*surface EMG*, sEMG) [8–11]. Szczególnie ważne dla oceny chorób nerwowo-mięśniowych jest rutynowe badanie EMG. Jednocześnie można badać wiele mięśni oraz powtarzać badania w tym samym mięśniu, w celu oceny dynamiki zmian czy efektów leczenia. Istotnym ograniczeniem badania EMG jest to, że nie daje ono odpowiedzi nozologicznej, pomimo tego stanowi pierwszy krok w stawianiu rozpoznania chorób mięśni. W rutynowym badaniu EMG oceniamy mięśnie w stanie spoczynku, w stanie dowolnej niewielkiej aktywacji dla oceny pojedynczych potencjałów czynnościowych jednostek ruchowych PCJR (*motor unit action potentials*, MUAPs, MUPs) oraz podczas dużego wysiłku, celem oceny zapisu wysiłkowego (otrzymuje się wówczas tzw. zapis interferencyjny). Analiza pojedynczych PCJR i zapisu interferencyjnego daje często pokrywającą się z sobą informację, chociaż część danych wzajemnie się uzupełnia [12].

Rejestrację potencjałów czynnościowych jednostek ruchowych wykonuje się podczas dowolnego, możliwie stałego i słabego wysiłku. Ideałem jest skurcz równy 4% wysiłku maksymalnego. Dokonuje się wówczas pomiaru następujących parametrów PCJR: amplitudy, czasu trwania, pola powierzchni, grubości (*thickness*), wskaźnika rozmiaru (*size index*), wskaźnika nieregularności, częstotliwości wyładowań. Już sama liczba parametrów, na które musi zwrócić uwagę elektromiografista, powoduje, że istnieje możliwość popełnienia błędu w interpretacji poszczególnych parametrów. Tym bardziej, że czasami niektóre z nich mogą świadczyć o uszkodzeniu miogennym, inne o uszkodzeniu neurogennym, a jeszcze inne wskazują na przebieg prawidłowy. Stwarza to duże dylematy diagnostyczne [13, 14].

W mięśniu zdrowym rejestrowany PCJR jest dwu- lub trzyfazowy. Czas trwania każdej części PCJR uwarunkowany jest przestrzennym układem włókien mięśniowych w jednostce ruchowej oraz ich odległością od elektrody odbiorczej. Wpływ na kształt PCJR ma również szybkość przewodzenia w końcowych odgałęzieniach aksonu i we włóknach

mięśniowych. Czas trwania PCJR liczony jest od pierwszej, najmniejszego odchylenia od linii zerowej do ostatniego przecięcia sygnału z linią podstawy. Na całkowity czas trwania potencjału jednostki ruchowej składają się czasy trwania potencjałów w poszczególnych włóknach mięśniowych tej jednostki. Istotny wpływ na kształt potencjału jednostki ma także geometria strefy płytek ruchowych, a także odległość elektrody od poszczególnych włókien. Ostatecznie prawidłowy czas trwania PCJR wynosi od 9 do 15 ms. Symulacje komputerowe pokazują, że czas trwania w największym stopniu zależy od liczby włókien mięśniowych jednostki ruchowej, a w nieco mniejszym stopniu uzależniony jest od odległości elektrody od najbliższych włókien ulegających pobudzeniu. W największym stopniu uzależniony jest od typu mięśnia. Prawidłowe wartości czasu trwania PCJR są różne dla poszczególnych mięśni. W mięśniach o długich włóknach czas trwania potencjału jest długi, natomiast w mięśniach o włóknach krótkich czas trwania potencjału jest krótszy. Wraz z wiekiem czas trwania PCJR ulega wydłużeniu. W praktyce ustalenie czasu trwania jednostki może być trudne i właśnie określenie tego parametru stwarza największe trudności. W wielu przypadkach wyznaczanie punktów krańcowych jest arbitralne i jego położenie może być przez różne osoby badające ustalane w nieco innych miejscach. Aby usprawnić ten proces, wiele nowoczesnych aparatów EMG wykonuje oznaczenie początku i końca PCJR automatycznie. Należy jednak zaznaczyć, że w większości przypadków oznaczenia te wymagają korekty ręcznej. Wymienione powyżej trudności sprawiły, że metody automatycznej analizy badania EMG rozpoczęto od analizy zapisu wysiłkowego [15–17].

Zapis wysiłkowy rejestrowany jest podczas napięcia mięśnia mieszczącego się w granicach od 10 do 100% wysiłku maksymalnego i określamy go mianem **zapisu interferencyjnego**. Często zapis wysiłkowy określane jest również terminem „wzorca sumacyjnego” (*summation pattern*). Na obraz zapisu interferencyjnego ma wpływ: liczba rekrutowanych PCJR, ich rozmiar, kształt, częstotliwość wyładowań, czas trwania wyładowań, czas wystąpienia zmęczenia i stopień synchronizacji wyładowań. Kształt zapisu interferencyjnego w zdrowym lub chorym mięśniu zależy więc od: wieku, płci, stopnia dobrowolnego i świadomego lub mimowolnego wysiłku, temperatury, zmęczenia, stopnia wytrenowania. Dodatkowo wpływ na zapis mają: miejsce, z którego dokonywany jest zapis, typ elektrody, czułość wzmacniacza wejściowego oraz ustawienie filtrów elektromiografu. Wpływ mają również choroby mięśni oraz niektóre leki. Zapis wysiłkowy może być oceniany różnymi sposobami. Początkowo oceniany był subiektywnie na podstawie analizy wzrokowej obrazu na ekranie monitora oraz analizy słuchowej dźwięku dochodzącego z głośnika. Oceniano między innymi takie parametry jak gęstość zapisu i amplitudę. Metody automatycznej analizy rozwijały się stopniowo i niestety do dzisiaj nie są rutynowo stosowane w znakomitej większości pracowni. Metody automatycznej analizy zapisu wysiłkowego oceniają różne parametry zapisu, opierają się na analizie w dziedzinie częstotliwości (*frequency domain analysis*) lub w dziedzinie czasu (*temporal domain analysis*), gdzie rutynowo obliczany jest stosunek zwrotów do amplitudy (*turns/amplitude analysis*) [3, 4, 18, 19].

Ludzki organ słuchu dokonuje analizy częstotliwościowej dźwięków, które słyszymy. Wzorując się na tym zjawisku i wychodząc z założenia, że aparatura jest bardziej czuła niż ludzki słuch, postanowiono otrzymywany sygnał poddać analizie spektralnej i na podstawie otrzymanego spektrum (widma) rozróżnić typ patologii. Stworzyło to podstawę do **analizy częstotliwościowej (widmowej) sygnałów EMG**. Widmo zapisu EMG, odbieranego za pomocą elektrody igłowej, zawiera niewielką składową o niskiej częstotliwości (poniżej 20 Hz) częściowo tłumioną przez fil-

try dolnozaporowe (*low filters*), które najczęściej ustawione są na 5–20 Hz. Maksimum widma występuje w okolicach 100–250 Hz, a następnie widmo powoli opada osiągając poziom szumów przy częstotliwości kilku kHz. Kształt widma odzwierciedla cechy PCJR tworzące zapis wysiłkowy. Znajdują w nim odzwierciedlenie w szczególności takie cechy, jak: kształt, szybkość narastania potencjału, amplituda, częstość występowania. Szybkie zmiany sygnału podwyższają amplitudę szybkich komponentów. W miopatiach, gdzie występuje dużo polifazowych jednostek o krótkim czasie narastania, następuje wzrost komponentów w zakresie wysokich częstotliwości. Natomiast jednostki o długim czasie narastania potencjału, długim czasie trwania, takie, które obserwuje się w neurogennych uszkodzeniach mięśni, powodują wzrost składowych w zakresie niskich częstotliwości [3, 20, 21].

Jednym z pierwszych badaczy, który zauważył, że w miopatiach następuje przesunięcie spektrum częstotliwości w kierunku wyższych częstotliwości był Richardson, następnie potwierdził je Walton [3]. Stwierdzono, że choroby z uszkodzeniem pierwotnie mięśniowym charakteryzują się widmem przesuniętym w kierunku wyższych częstotliwości – maksimum na częstotliwości około 800 Hz. Natomiast widmo zapisu wysiłkowego u chorych z uszkodzeniem neurogennym nie różniło się od widma rejestrowanego w grupie osób zdrowych, co było pewnym rozczarowaniem. Początkowe wyniki badań sugerowały, że ten rodzaj automatycznej analizy może być użyteczny w diagnostyce elektrofizjologicznej, jednak w innych pracach, w których porównano analizę częstotliwościową z ilościowym badaniem PCJR, okazało się, że analiza spektralna jest mniej czuła od oceny czasowych przebiegów PCJR w wykrywaniu miopatii. Wyniki badań z wykorzystaniem analizy spektralnej otrzymywane w kolejnych pracach nie były zachęcające i przekonujące, w wielu bowiem przypadkach nie różnicowały procesów patologicznych z fizjologicznymi. Wraz ze wzrostem możliwości komputerów oraz pojawieniem się odpowiednich algorytmów i aplikacji obliczeniowych kontynuowano dalsze prace nad rozwojem analizy częstotliwościowej zapisu wysiłkowego. W kolejnych latach do analizy częstotliwościowej zapisu EMG wykorzystano sztuczne sieci neuronowe. W ostatnich latach w analizie zapisu wysiłkowego zaczęto również używać analizy falkowej, jednak jej rola w diagnostyce chorób mięśni jest nieokreślona. Znalazła zastosowanie w analizie zapisu wysiłkowego mięśni dla oceny stopnia zmęczenia oraz w ocenie wytrzymałości mięśni u sportowców i ocenie skurczu mięśni. Natomiast nie wykorzystuje się jej w diagnostyce chorób mięśni [22, 23].

Inną metodą automatycznej analizy zapisu wysiłkowego jest analiza metodą **stosunku zwrotów do amplitudy**. Rozwinęła się dlatego, że łatwo było zrozumieć parametry, którymi się posługiwała. Można je było powiązać z tym, co widać się na ekranie, czyli z aktywnością PCJR. Stała się odpowiedzą na istniejące metody ilościowej analizy pojedynczych PCJR. Pierwszy raz metodę automatycznej analizy w badaniu EMG zapisu wysiłkowego zastosował Willison w latach 60. dwudziestego wieku. Metoda badania była nowatorska, pozwalała policzyć liczbę zwrotów oraz określić średnią amplitudę, pomimo braku stabilnej linii zerowej. Umożliwiała śledzenie zapisu wysiłkowego oraz zmian w nim zachodzących, czyli sumowanie się potencjałów, jak również ich wzajemne znoszenie się, w sposób obiektywny pokazując zmiany zachodzące wraz ze wzrostem wysiłku. Pomimo że wykazywała różnice między osobami zdrowymi a chorymi, w praktyce była trudna do zastosowania w rutynowym badaniu EMG. Jej wadą było to, że zapis wykonywany był na taśmie filmowej, a odczyt opóźniony. Wymagała precyzyjnego pomiaru siły mięśniowej przy stan-

dardowym obciążeniu mięśni. Wraz z postępem technicznym i pojawieniem się małych komputerów połączonych z aparatami EMG opracowano zmodyfikowane wersje metody zaproponowanej przez Willisona. Niestety, podobnie jak w przypadku analizy Willisona, metoda nie przyjęła się powszechnie, wymagała bowiem standaryzowanego obciążenia badanych mięśni i dobrej współpracy ze strony chorego. Poza tym była czasochłonna i nie można było jej zastosować do oceny wszystkich mięśni [4, 24].

Inny sposób automatycznej analizy zapisu wysiłkowego zaprezentował w 1983 r. Stalberg i wsp. W metodzie tej mierzona jest liczba zwrotów na sekundę oraz średnia amplituda zmiany na zwrot przy różnym wysiłku wykonywanym przez mięsień – od słabego do silnego. Tak otrzymane wartości umieszczane są następnie na prostopadłych osiach współrzędnych. Technika nazywana jest **analizą zwrotów/amplitudy** (*turns/amplitude analysis*, T/A analysis) lub **metodą „chmurki”**. Na podstawie wykonanych badań autorzy udowodnili, że konwencjonalna metoda badania PCJR i metoda zwrotów/amplitudy mają zbliżoną wartość diagnostyczną. Zalety metody „chmurki” polegają na tym, że jest szybka, ilościowa i powtarzalna. Diagnoza jest widoczna w trakcie badania i można dzięki niej badać praktycznie wszystkie mięśnie. Poza tym wyniki badania są niezależne od elektromiografisty, dzięki temu rezultaty mogą być porównywalne między różnymi ośrodkami. Ponieważ metoda jest niezależna od pomiaru siły, może być wykorzystana do badania mięśni wtedy, gdy użycie siły jest trudne oraz u dzieci, u których możliwe jest tylko krótkotrwałe napięcie mięśnia. W niektórych rodzajach miopatii, np. mitochondrialnej, metoda okazała się raczej mało przydatna. W kolejnych opracowaniach poświęconych automatycznej analizie zapisu wysiłkowego Nandedkar, Sanders i Stalberg analizując dotychczasowe metody, stwierdzili, że pomimo iż mogą być one użyteczne, to często oceniają zapis w sposób, do którego elektromiografista nie jest przyzwyczajony. Zaproponowali metodę, którą nazwali EQIP (*Expert Quantitative Analysis of the Interference Pattern*). Niestety podobnie jak poprzednie metody, pomimo łatwości w stosowaniu, nie zdobyła powszechnego uznania [7, 25].

Najpóźniej metodom automatycznej oceny poddano PCJR. Spowodowane to było ww. trudnościami. Jedną z pierwszych skutecznych metod zastosowanych w ocenie i klasyfikacji PCJR była **metoda falkowa**. Pozwala ona w sposób szybki klasyfikować jednostki, ponieważ wykorzystując tzw. **analizę wielorozdzielczą** (*multiresolution analysis*, MRA) – innymi słowy dekompozycję falkową (*wavelet decomposition*) – skutecznie ekstrahuje z PCJR cechy dystynktywne. W metodzie falkowej autorzy do klasyfikacji zastosowali szczególną sieć neuronową, zwaną **siecią SVM** (*support vector machine*, dosłownie mechanizm wektorów podtrzymujących), która obecnie w większości zadań klasyfikacji jest uznawana za bezkonkurencyjną. Sieć SVM w oparciu o cechy falkowe umożliwia separację PCJR o podobnych właściwościach, a należących do różnych kategorii, np. rozróżnienie jednostek prawidłowych i miogennych. Zastosowane procedury pozwoliły na różnicowanie między PCJR uzyskanymi w różnych schorzeniach i różnych mięśniach z czułością i swoistością wyższą niż dotychczas stosowane analizy [26–28].

Podsumowanie

W tabelach 1 i 2 pokazano zestawienie czułości oraz swoistości metody falkowej odpowiednio dla chorób pierwotnie mięśniowych i neurogennych dla czterech najważniejszych z diagnostycznego punktu widzenia mięśni.

Prezentowane metody niestety nie są w stanie zastąpić pracy lekarza, natomiast mają za zadanie podpowiedzieć

lekarzowi, czy PCJR badanego mięśnia są prawidłowe bądź też czy mają cechy uszkodzenia miogennego lub neurogenego. Pozwala to często na jednoznaczną interpretację, jednak są to tylko badania dodatkowe i jak wiadomo są schorzenia, które pomimo ewidentnej patologii klinicznej nie powodują zmian w badaniu elektrofizjologicznym.

Tabela 1. Czulość i swoistość automatycznej analizy metodą falkową w przypadkach chorób pierwotnie mięśniowych

Mięsień	WI	
	Czulość	Swoistość
Dwugłowy ramienia	0,5	0,95
Międzykostny grzbietowy pierwszy	0,5	1
Obszerny boczny	0,43	1
Piszczelowy przedni	0,57	0,95

Źródło finansowania: Praca sfinansowana ze środków własnych autorów.
Konflikt interesów: Autorzy nie zgłaszają konfliktu interesów.

Piśmiennictwo

- Hausmanowa-Petrusewicz I, red. *Elektromiografia kliniczna*. Warszawa: Wydawnictwo Lekarskie PZWL; 1986.
- Binnie CD, Cooper R, Mauguier R, et al. *Clinical neurophysiology*. London: Elsevier; 2004.
- Walton JN. The electromyogram in myopathy: analysis with the audio-frequency spectrometer. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1952; 15: 219–226.
- Willison RG. Analysis of electrical activity in healthy and dystrophic muscle in man. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1964; 27: 386–394.
- Stalberg E, Falck B. Invited review. The role of electromyography in neurology. *Electroencephalog Clin Neurophysiol* 1997; 103: 579–598.
- Nandedkar SD, Sanders DB, Stalberg E. Automatic analysis of the electromyographic interference pattern in normal muscle. Part I: Development of quantitative features. *Muscle Nerve* 1986; 9: 431–439.
- Nandedkar SD, Sanders DB, Stalberg E. Automatic analysis of the electromyographic interference pattern in normal muscle. Part II: Findings in control subjects and in some neuromuscular disease. *Muscle Nerve* 1986; 9: 491–500.
- Buchthal F, Rosenfalck P. Action potential parameters in different human muscles. *Acta Psychiatr Neurol Scand* 1955; 30: 125–131.
- Stalberg E, Erdem H. Quantitative motor unit potential analysis in routine. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 2002; 42: 433–442.
- Stalberg E. MACRO EMG, a new recording technique. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1980; 43: 475–482.
- Stalberg E. Single fiber EMG, macro EMG, and scanning EMG. New ways of looking at the motor unit. *CRC Crit Rev Clin Neurobiol* 1986; 2: 125–167.
- Stalberg E, Andressen S, Falck B, et al. Quantitative analysis of individual motor unit potentials: a proposition for standardized terminology and criteria for measurement. *J Clin Neurophysiol* 1986; 3: 313–348.
- Ludin HP. *Electromyography in practice*. New York: Thieme-Stratton; 1980.
- Zalewska E, Hausmanowa-Petrusewicz I. Effectiveness of motor unit potentials classification using various parameters and indexes. *Clin Neurophysiol* 2000; 111: 1380–1387.
- Buchthal F, Kamieniecka Z. The diagnostic yield of quantitative electromyography and quantified muscle biopsy in neuromuscular disorders. *Muscle Nerve* 1982; 5: 265–280.
- Nandedkar SD, Dumitru D, King JC. Concentric needle electrode duration measurement and uptake area. *Muscle Nerve* 1997; 20: 1225–1228.
- Rosenfalck P. Electromyography in normal subjects of different age. *Methods Clin Neurophysiol* 1991; 2: 47.
- McGill KC, Lau K, Dorfman LJ. A comparison of turns-analysis and motor unit analysis in electromyography. *Electroencephalog Clin Neurophysiol* 1991; 81: 8–17.
- Finsterer J. EMG – interference pattern analysis. *J Electromyogr Kinesiol* 2001; 11: 231–246.
- Larsson LE. On the relation between the EMG frequency spectrum and the duration of symptoms in lesions of the peripheral motor neuron. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1975; 38: 69–78.
- Fuglsang-Frederiksen A, Rönager J. EMG power spectrum, turns-amplitude analysis and motor unit potential duration in neuromuscular disorders. *J Neurol Sci* 1990; 97: 81–91.
- Müller R, Strässle K, Wirth B. Isometric back muscle endurance: an EMG study on the criterion validity of the Ito test. *J Electromyogr Kinesiol* 2010; 5: 845–850.
- Sabut SK, Kumar R, Lenka PK, et al. Surface EMG analysis of tibialis anterior muscle in walking with FES in stroke subjects. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2010: 5839–5842.
- Fuglsang-Frederiksen A, Scheel U, Buchthal F. Diagnostic yield of analysis of the pattern of electrical activity of muscle and of individual motor unit potentials in neurogenic involvement. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1977; 40: 544–540.
- Stalberg E, Antoni L. *Microprocessors in the analysis of the motor unit and the neuromuscular transmission*. In: Yamazuchi N, Fujisawa K, eds. *Proc. Conference on EEG and EMG. Data Processing*. Kanazawa, Japan, Amsterdam: Elsevier; 1981; 295–313.
- Dobrowolski AP, Wierzbowski M, Tomczykiewicz K. Multiresolution MUAPs decomposition and SVM-based analysis in the classification of neuromuscular disorders. *Comp Methods Progr Biomed* 2012; 107: 393–403.
- Tomczykiewicz K, Dobrowolski AP, Wierzbowski M. Evaluation of motor unit potential wavelet analysis in the electrodiagnosis of neuromuscular disorders. *Muscle Nerve* 2012; 46: 63–69.

Tabela 2. Czulość i swoistość automatycznej analizy metodą falkową w przypadkach chorób neurogenych

Mięsień	WI	
	Czulość	Swoistość
Dwugłowy ramienia	0,84	1
Międzykostny grzbietowy pierwszy	1	1
Obszerny boczny	0,95	0,87
Piszczelowy przedni	0,97	0,79

Patrząc na olbrzymi postęp metod automatycznej analizy w ciągu ostatnich lat, należy przyjąć, że metody te powoli będą wypierać lekarza z roli eksperta. Przez analogię do innych dziedzin być może za kilkadziesiąt lat elektromiografista będzie zbędny lub zostanie sprowadzony do roli osoby akceptującej otrzymany wynik.

28. Ren X, Hu X, Wang Z, et al. MUAP extraction and classification based on wavelet transform and ICA for EMG decomposition. *Med Biol Eng Comp* 2006; 44: 371–382.

Adres do korespondencji:

Dr hab. Kazimierz Tomczykiewicz

Klinika Neurologiczna

Wojskowy Instytut Medyczny

ul. Szaserów 128

04-141 Warszawa

Tel.: 601 143-744

E-mail: kaziura@wim.mil.pl

Praca wpłynęła do Redakcji: 18.10.2015 r.

Po recenzji: 21.10.2015 r.

Zaakceptowano do druku: 23.10.2015 r.