

Signalverarbeitung in der Medizin am Beispiel des Elektromyogrammes

R.M. Studer und M. Meyer

Als Elektromyogramm (EMG) werden bioelektrische Signale bezeichnet, die mit der Kontraktion von Muskelfasern im Zusammenhang stehen. Ihre Auswertung dient mit zunehmendem Erfolg der Diagnose und der Verlaufskontrolle neuro-muskulärer Erkrankungen sowie der Erforschung von motorischen Störungen, die ihren Ursprung im Zentralnervensystem haben. Der Aufsatz zeigt, wie moderne Digitaltechnik aus einem komplexen Signalgemisch einzelne charakteristische Signaltypen (MUP) zu extrahieren vermag.

L'EMG représente des signaux bioélectriques qui sont en connexion avec la contraction des fibres musculaires. La méthode est appliquée avec succès non seulement dans la diagnose des maladies neuro-musculaires mais aussi dans la recherche concernant les troubles motoriques d'origine centrale. L'article décrit un système numérique qui permet d'extraire les informations caractéristiques (MUP) d'un mélange de signaux complexe.

Adressen der Autoren

Dr. R.M. Studer, Institut für Signal- und Informationsverarbeitung, ETH-Zentrum, 8092 Zürich, und Dr. M. Meyer, Neurologische Klinik, Universitätsspital, 8091 Zürich.

1. Einleitung

Die Medizin hat den heutigen Stand nicht zuletzt dank den Fortschritten der Technik erreicht, welche immer komplexere biophysikalische Signale zu erfassen und in vernünftiger Zeit zu analysieren erlauben. Mit dem Elektrokardiogramm (EKG) wird seit Jahrzehnten die Herzaktivität, mit der Elektronencephalographie (EEG) die elektrische Hirnaktivität (z. B. bei Epilepsie) und mit der Elektromyographie (EMG) die elektrische Aktivität im Muskel beobachtet. Nebst diesen, direkt von Nervenzellen aktivierten bzw. herrührenden, elektrischen Signalen können noch eine Vielzahl anderer biologischer Größen am Menschen erfasst und mittels Signalverarbeitung ausgewertet werden. Beispiele sind die Bildverarbeitung in der Computertomographie (CT) oder die Verfahren der Magnet-Resonanz-Technik (MR).

Beim Elektromyogramm (EMG), dem Gegenstand dieses Aufsatzes, werden die elektrischen Signale in menschlichen Skelettmuskeln mit meist koaxialen Nadelelektroden gemessen. Diese Art von Elektroden vermag im Gegensatz zu Oberflächen-elektroden selektiv die Aktivität einzelner Muskelfasergruppen zu erfassen. Eine Muskelfasergruppe (Fig. 1) wird – einschliesslich zugehöriger Nervenzelle – als motorische Einheit (mE) oder englisch als Motor Unit (MU) bezeichnet. Jede motorische Einheit wird von einer separaten Nervenzelle im

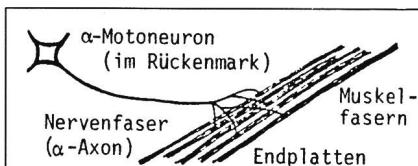


Fig. 1 Motorische Einheit bestehend aus Nervenzelle und Muskelfasergruppe

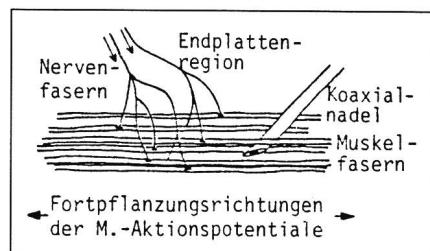


Fig. 2 Messsituation im Muskel bei der Aufnahme eines EMG
Vereinfachte Darstellung

Rückenmark innerviert und strahlt eine spezifische Signalform ab, ein sogenanntes Einheitenpotential oder englisch Motor Unit Action Potential (MUP), dessen Form von der Geometrie der Nadel und deren Position relativ zu den Muskelfasern abhängt (Fig. 2). Die zu einer motorischen Einheit gehörenden Muskelfasern liegen nicht in kompakten Bündeln zusammen, sondern verteilen sich – vermischt mit Fasern anderer Einheiten – über grössere Bereiche des Muskelquerschnitts. Die repetitive Aktivierung verschiedener motorischer Einheiten in der Nähe der Nadelelektrode führt zu einer Überlagerung von Pulszügen, englisch Motor Unit Potential Trains (MUPT), welche als Summe das Elektromyogramm bildet.

Im allgemeinen wird für das Elektromyogramm das in Figur 3 darge-

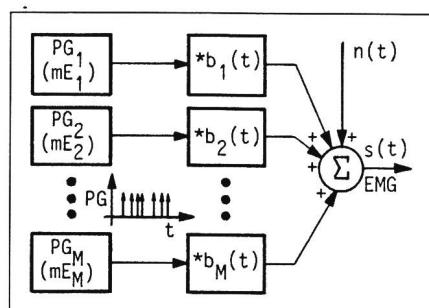


Fig. 3 Signalmodell für die Entstehung des Elektromyogrammes
* Faltungsoperation

stellte Signalmodell herangezogen. Darin wird jede erkennbare motorische Einheit durch einen sogenannten Punktprozessgenerator (PG) und ein nachgeschaltetes, lineares Impulsformfilter mit der Stossantwort $b_i(t)$ nachgebildet. Die Punktprozessgeneratoren simulieren die Aktivität der motorischen Nervenzellen (α -Motoneurone) durch Erzeugung je einer statistischen Folge von Dirac-Impulsen. Durch die Filterung der Impulse entstehen die auf eine feste Sondenposition bezogenen charakteristischen Potentialverläufe jeder einzelnen MU. Das EMG ist die Summation aller MU-Signale auf der Sondenposition, wobei die Hintergrundaktivität, verursacht durch weitere unterschwellig vorhandene, d.h. nadelferne MU und das Rauschen der Messapparatur, als Grundrauschen $n(t)$ miteinbezogen wird. Das Auf trennen dieses Summensignales $s(t)$ in die Anteile der einzelnen MU ist eines der Hauptziele der Forschungsaktivitäten der Autoren.

2. Entwicklung der Nadelelektromyographie

Im Jahre 1925 wurde das Konzept der motorischen Einheit eingeführt, 1929 die koaxiale Nadelelektrode erfunden und 1934 durch die Anwendung der Prinzipes der Differentialverstärkung von myoelektrischen Signalen die klinische Elektromyographie geboren.

Einer der ersten ernsthaften Schritte in der Geschichte der Elektromyographie war die Erforschung wichtiger Parameter normaler und krankhafter Potentiale motorischer Einheiten in den fünfziger und frühen sechziger Jahren. Bis heute bilden die Dauer, die Amplitude und die Anzahl Phasen (englisch duration, peak-to-peak amplitude, number of turns) die wichtigsten Parameter der MUP. Die Messung dieser sogenannten Formparameter machte die Elektromyographie zu einem der wichtigsten Diagnosemittel bei peripheren Nervenstörungen und Muskelerkrankungen.

Die diagnostischen und informativen Möglichkeiten, welche im EMG-Signal enthalten sind, konnten bisher nicht voll ausgeschöpft werden. Obwohl inzwischen computerunterstützte oder automatisierte Verfahren entwickelt worden sind, die eine bessere Quantifizierung des EMG ermöglichen, ist deren Bedeutung wegen der Signalkomplexität, wegen des Entwicklungsstandes der Hardwaretech-

nologie und mangels Erfahrung in der Anwendung von «Pattern-Recognition»-Techniken für eine klinische Anwendung noch eingeschränkt.

Nachfolgend wird kurz gezeigt, welche Schritte in der Vergangenheit zu einer immer besseren EMG-Analyse geführt haben.

a. Zählen der Null durchgänge im EMG

Bei dieser Technik wurden im EMG die Anzahl nullsignifikanter Durchgänge durch die Grundlinie gezählt. Von praktischem Interesse war dabei vor allem die Beziehung zwischen dieser Zahl und der mittleren Signalamplitude.

b. Messung der charakteristischen Parameter einer motorischen Einheit

Mittels mehr oder weniger komplizierten Hardwaresystemen wurden dann erste Versuche unternommen, um die Signalform, die Amplitude und Zeitdauer der MUP zu messen. Zu erwähnen sind:

1. Parameter-Summations-Methode:

Bei dieser Methode wurde mit Spannungsschwellen gearbeitet, um auf einzelne Potentiale triggern zu können. Amplitude, Zeitdauer und Anzahl Phasen wurden einzeln und gegeneinander in Histogrammen aufgetragen. Die so erhaltenen Statistiken entsprachen aber nicht ganz der Realität, da die Potentiale nicht nur einzeln, sondern auch überlagert auftreten können.

2. Averaging: Zur Gewinnung der charakteristischen Größen (Formparameter) einzelner MUP wurde gelegentlich auch folgende Technik angewandt: Mit einer speziellen, sehr selektiven Nadel (Einzelfasernadel), welche unmittelbar neben die konventionelle Nadel in den Muskel plaziert wurde, wurden Potentiale ermittelt, welche von einer einzelnen Faser einer motorischen Einheit stammten. Diese Potentiale wurden nun als Triggerimpulse bei der Oszilloskopaufzeichnung des gesuchten mit der konventionellen Nadel gewonnenen EMG verwendet. Durch Mittelung konnte mit der Zeit aus dem EMG das MUP derjenigen motorischen Einheit extrahiert werden, zu welcher die triggernde Faser gehörte. Der Mittelungsprozess (Averaging) konnte aber auch hierbei von Signalüberlagerungen anderer MUP gestört werden.

3. Mustererkennung: Weiter entwickelte Methoden arbeiteten mit Mustervektoren (sogenannten Templates) für

die Signalformen und mit «Matched Filters», bzw. Kreuzkorrelatoren zur Wiedererkennung der MUP. Es ergaben sich aber auch damit Probleme, sobald die MUP nicht isoliert auftraten und überlagerte Signale motorischer Einheiten zu separieren waren.

Eine wesentliche Verbesserung in der Quantifizierung des Nadel-EMG ist nun durch eine effiziente Zerlegung der überlagerten MUP zu erreichen. Schon bei geringer isometrischer Kontraktion eines Muskels treten die Potentiale nämlich fast nur noch überlagert auf. Nun existieren aber leider eine Menge einschränkender Faktoren für eine erfolgreiche Zerlegung des Elektromyogrammes. Neben der Überlagerung wirken dabei folgende Eigenheiten der MUP erschwerend: MUP

- sind von verschiedener Zeitspanne,
- sind nicht im voraus bekannt,
- überlappen im Zeit- und Frequenzbereich,
- treten zu unbekannten Zeitpunkten auf,
- zeigen gewisse zeitliche Veränderungen und
- sind gestört durch Rauschen und Hintergrundaktivität.

Mit der Verfügbarkeit von kleinen und leistungsfähigen, digitalen Computern sind in den letzten Jahren einige Versuche unternommen worden, um das Zerlegungs- bzw. Dekompositionsproblem zu lösen [1; ...; 4]. In den meisten Fällen wurde dabei mit konventionellen Nadelelektroden gearbeitet, um die charakteristischen Formparameter der MUP mit Normwerten aus früheren Arbeiten, z.B. [5], vergleichen zu können, welche für jeden relevanten Muskel erarbeitet worden sind. So werden auch heute noch überall, wo Elektromyographie als diagnostische Methode eingesetzt wird, dieselben traditionellen Nadelelektroden verwendet. Ohne diese Konvention müsste man immer wieder in mühseliger Arbeit neue Normdaten produzieren.

In der Zürcher Gruppe [6; ...; 9] wurden die meisten Experimente ebenfalls mit konventionellen, konzentrischen Nadelelektroden durchgeführt. Es wurden verschiedene Algorithmen zur Zerlegung von EMG getestet, wobei grob zwei verschiedene Methoden zu unterscheiden sind, nämlich

- die sequentielle Verarbeitung und
- die blockorientierte Verarbeitung.

Bei beiden Verfahren wird die Analyse in drei Phasen durchgeführt:

1. Lernphase,

2. Zerlegungsphase, 3. Präsentation der Resultate.

Diese Analysestruktur hat sich übrigens in allen Analysesystemen neuen Datums etabliert. In den folgenden Abschnitten werden die drei Phasen anhand der sequentiellen Verarbeitung genauer beschrieben, während auf die blockorientierte Verarbeitung nur in den Schlussfolgerungen kurz eingegangen wird.

3. EMG-Analyse

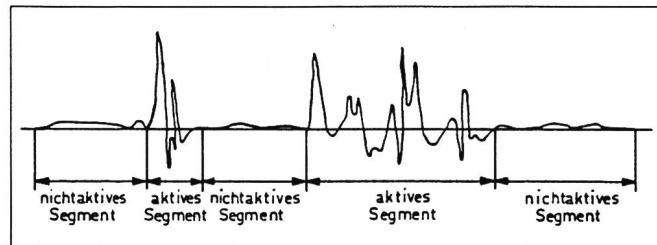
3.1 Lernphase

In der ersten Phase der EMG-Datenanalyse werden bisher unbekannte Signalformen motorischer Einheiten gesucht. Um eine bestimmte postulierte Signalform überhaupt einer MU zuordnen zu können, muss diese mehrmals auftreten; wenn nicht, handelt es sich um eine zufällige Überlagerung von zwei oder mehreren Potentialen verschiedener MU oder um ein die Messung störendes Artefakt.

Nun sind leider zu Beginn der Datenauswertung die im EMG vorhandenen, gesuchten Signale der motorischen Einheiten fast völlig unbekannt. Abhängig von der bei der Datenaufnahme gewählten Messmethode kennt man einzige den ungefähren Frequenzgehalt und die Größenordnung der zeitlichen Ausdehnung der zu erwartenden Signale. Der Frequenzgehalt, und damit die zu wählende Abtastrate zur Digitalisierung des EMG richtet sich nach der Selektivität der verwendeten Nadelelektroden (10 kHz für konventionelle, konzentrische Nadeln). Auch die zeitliche Ausdehnung der MUP bewegt sich abhängig von der Nadelelektivität in gewissen Grenzen (1 bis 10 ms für konventionelle Nadeln). Falls bei der Datenaufnahme das EMG-Signal optimal ausgesteuert wurde, lassen sich fixe Steilheits- und Amplitudenkriterien für die Postulation von MUP vorgeben. Wegen Grundlinienschwankungen im EMG werden für die Implementierung steilheitsabhängige Schwellwerte zur Beurteilung der Signalaktivität verwendet. Diese Grundlinienschwankungen lassen sich bei konventionellen, mit Nadelelektroden gemessenen EMG durch Hochpassfilterung nicht eliminieren, ohne auch die Form der MUP mit zu beeinflussen.

Koaxiale Nadelelektroden liefern EMG, in welchen sich abhängig von der Nadelposition meist Potentiale von 3 bis 7 motorischen Einheiten fest-

Fig. 4
Unterteilung des EMG
in aktive und nichtaktive Segmente



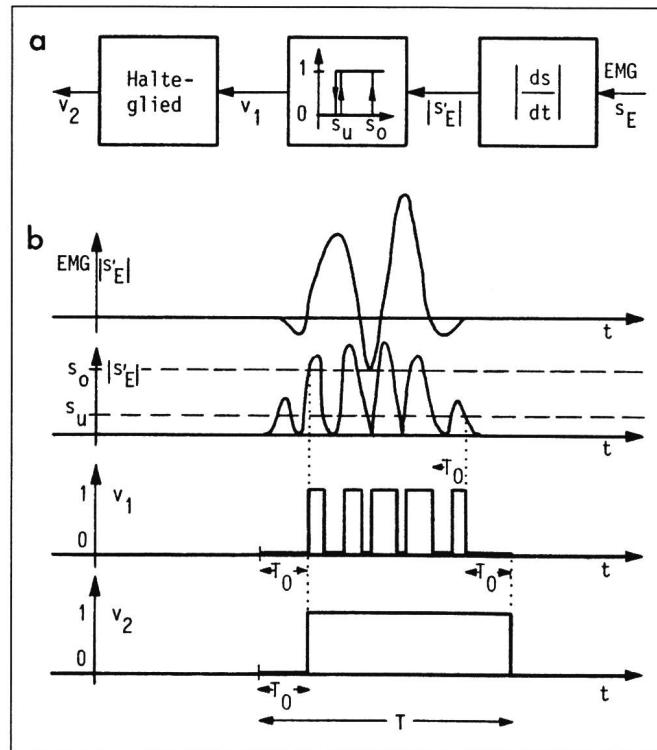
stellen lassen. Diese Einheiten erzeugen, abhängig von der Verteilung der zur motorischen Einheit gehörenden Muskelfasern und auch von der Position der Nadelpitze, Signale mit nicht vorhersehbarer Form. Damit ein Signal als Auswirkung einer aktivierten MU betrachtet werden kann, muss es zeitlich begrenzt sein und sich mit einer gewissen Formkonstanz und einer minimalen Häufigkeit wiederholen (etwa 5- bis 50mal pro Sekunde).

Mit den oben erwähnten Kriterien kann ein EMG grob eingeteilt werden in aktive und nichtaktive Segmente (Fig. 4). Dies geschieht mit dem in Figur 5 graphisch dargestellten Verfahren¹, welches durch Bildung der Ableitung (im ersten Block von rechts) Unabhängigkeit von zum Teil messtechnisch bedingten Grundlinienschwankungen gewährleistet. Der Betrag der Ableitung wird einem Schwellwertdetektor zugeführt. Der Übergang von einem nichtaktiven zu einem aktiven

Segment erfolgt, wenn ein oberer Schwellwert s_o des zu diesem Zeitpunkt hysteresebehafteten Detektors überschritten wird. Sobald dies geschieht, wird die obere Schwelle s_o heruntergesetzt (auf den Wert der unteren Schwelle s_u), so dass der Detektor dann innerhalb des aktiven Segmentes ohne Hysterese arbeitet. Der Übergang von einem aktiven in ein nichtaktives Segment erfolgt nur dann, wenn nach Unterschreiten der unteren Schwelle s_u das Signal mindestens eine bestimmte Zeit T_0 unter der herabgesetzten oberen Schwelle s_o bleibt. Ein kurzzeitiges Unterschreiten der Schwelle s_u ($< T_0$) wird von einem nachgeschalteten Halteglied unterdrückt (bei Signalmaxima und -minima). Die Dauer T einer Aktivitätspha-

¹ Die Signale laufen in allen Blockschaltbildern von rechts nach links, um anschaulicher ihre Verarbeitung in den einzelnen Blöcken zeigen zu können.

Fig. 5
EMG-Postulierung
a Blockschaltbild
b Signalbeispiel
 s_E EMG-Eingangs-
signal



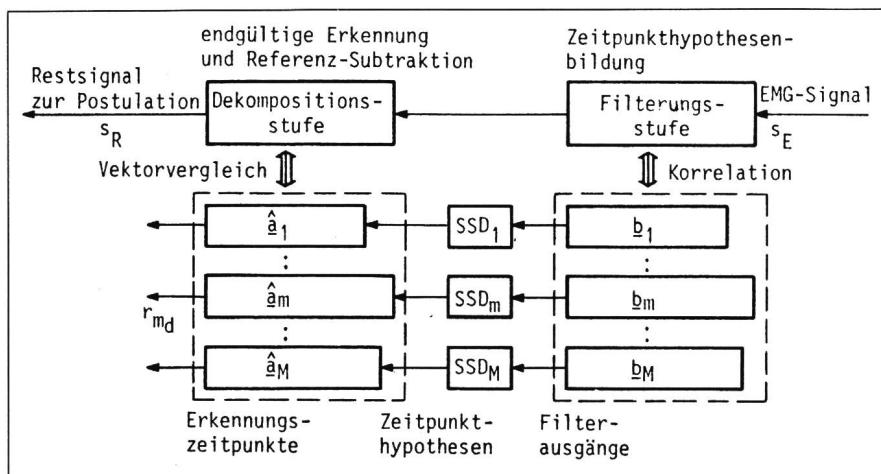


Fig. 6 Zeitpunkt-hypothesenbildung und Signalvergleich

zur Wiedererkennung von postulierten Signalen

s_E EMG-Signal

s_R Restsignal zur Postulation

se wird gemessen als Summe der Impulsdauer am Ausgang des Haltegliedes und eines Startintervall T_0 .

Bei der sequentiellen Verarbeitung wird nun das aktive Segment der Dauer T geprüft, ob es für die Postulation eines MUP in Frage kommt, und zwar aufgrund der darin aufgetretenen Peak-to-Peak-Amplitude und des maximal vorkommenden Steilheitswertes, welche beide eine minimale Schwelle überschreiten müssen. Zudem muss die Aktivitätsdauer innerhalb einer gewissen Toleranzgrenze liegen. Sind alle diese Kriterien erfüllt, so wird das aktive Segment als mögliches Potential einer motorischen Einheit betrachtet und als Referenzvektor (Schätzvektor) \hat{a}_m postuliert. Der in Figur 6 dargestellte Schätzprozess (Methode der stochastischen Approximation) sorgt für die Wiedererkennung und zeitliche Lokalisation von geschätzten MUP. Jedem postulierten MUP ist ein lineares Selektionsfilter (Matched Filter) zugeordnet, dessen Ausgang von einem nachgeschalteten Schwellwert-/Spitzendetektor überwacht wird. Dieser markiert Zeitpunkte (Zeitpunkt-hypothesen), bei denen EMG- und Referenzsignal aufgrund der quadratischen Fehlerdifferenz miteinander verglichen werden. Mit dieser Methode können isoliert auftretende MUP eindeutig erkannt werden, überlagerte MUP können erst im folgenden Zerlegungsprozess aufgetrennt werden. Allfällige Formänderungen der Referenzen, welche bei Kontraktion des Muskels durch Nadelpositionsverschiebungen entstehen, werden mit geeigneter Adaptierung [10] derselben nachgeführt.

Für eine bestimmte geschätzte Referenz wird der Schätzprozess automatisch abgebrochen, wenn für sie eine geforderte Anzahl k_m Detektionen (z.B. 10) gezählt wurde. Diese Referenz wird nun fixiert, d.h. für die spätere Zerlegungsphase festgehalten, und somit nun definitiv als ein MUP betrachtet. Andererseits werden noch nicht fixierte Referenzen eliminiert, falls sie während einer vorgegebenen Zeitspanne nicht wieder auftreten, da es sich dann wahrscheinlich um zufällige Überlagerungen von MUP handelt.

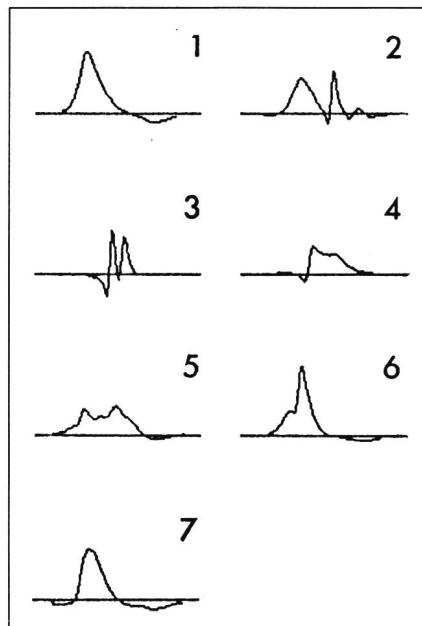


Fig. 7 MUP-Referenzen

Die charakteristischen Parameter sind in Tabelle I angegeben.
Abtastfrequenz: 10 kHz

Nach dieser Lernphase sind bereits sämtliche bisher klinisch verwendeten Angaben über die einzelnen MUP bekannt (Fig. 7). Es können Schätzungen ihrer Form einschließlich Statistiken über ihre Dauer, Amplitude und Anzahl Phasen aufgestellt werden.

3.2 Zerlegungsphase

Ziel der zweiten Phase ist nun, dem Klinker über die Formparameter hinausgehende Informationen wie Innervationsmuster der motorischen Einheiten, ihre Entladungsraten und das Mass ihrer Variationen während eines Experimentes zur Verfügung zu stellen. Bedingung ist, dass der zu untersuchende EMG-Signalabschnitt von derselben Nadelposition wie die in der Lernphase gewonnenen MUP-Daten stammen.

MUP-Parameter zu Figur 7

Tabelle I

MUP-Referenz-Nr.	Anzahl Abtastwerte	Impulsdauer [ms]	Amplitude [mV]	Phasen (Turns)
1	70	2,3	0,067	1
2	75	4	0,063	3
3	41	1,9	0,08	4
4	58	0,4	0,04	0
5	80	3,8	0,03	3
6	68	2,4	0,07	1
7	80	2,3	0,063	1

Bei der *sequentiellen* Verarbeitung gliedert sich das Detektionsverfahren in eine Vorverarbeitung mittels selektiver Filter (Matched Filter) mit nachgeschalteten Schwellwert-/Spitzendetektoren zur Gewinnung von Zeitpunkt-hypothesen (wie in der Lernphase) und in eine Nachverarbeitung durch einen Zerlegungsprozess. Dieser erweitert sinnvoll die beschränkten Möglichkeiten der linearen Selektion bei Signalüberlagerungen, indem er die überlappenden Signale aufgrund der Zeitpunkt-hypothesen auf trennt und den definitiven Erkennungsscheid durchführt. Dabei wird jede Zeitpunkt-hypothese vom Algorithmus als möglicher Signalanfang eines MUP interpretiert.

Das relativ komplexe Zerlegungsverfahren ist in Figur 8 schematisch dargestellt. Das von rechts einlaufende EMG-Signal s_E durchläuft drei Verarbeitungsstufen. Jede der Stufen hat die Länge N , was der maximal zulässigen Referenzlänge entspricht.

In der Filterungsstufe wird das Signal mit den M -Stossantworten korre-

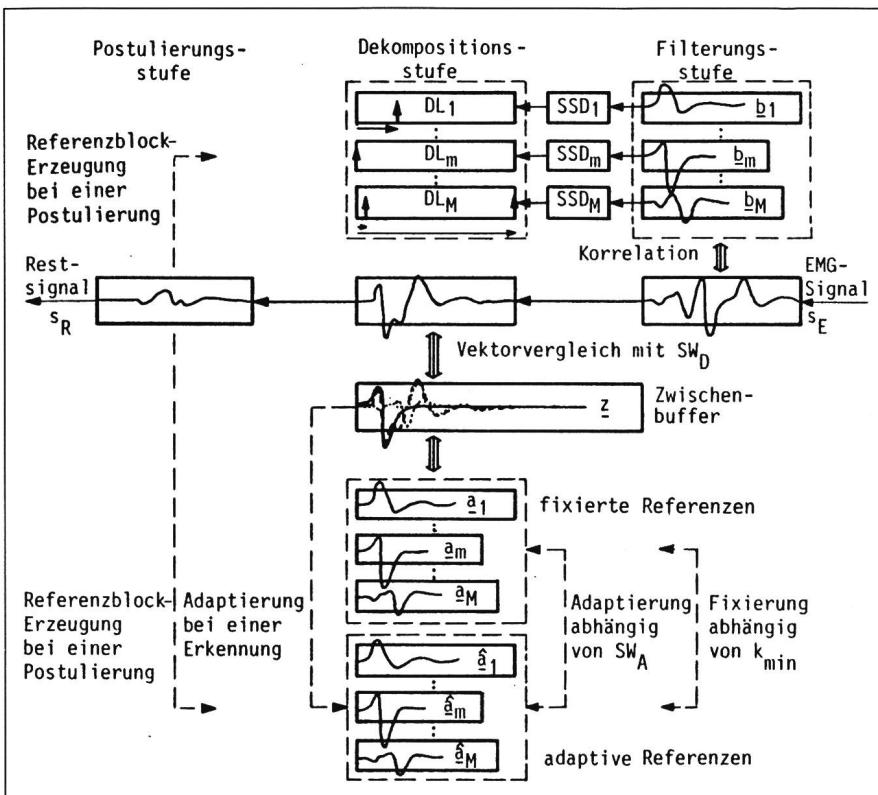


Fig. 8 Schema des Zerlegungsverfahrens

s_E EMG-Eingangssignal

s_R Restsignal

a fixierte Referenzen

\hat{a} adaptive Referenzen

b Matched-Filter-Funktion

z Signal im Zwischenpuffer

DL Verzögerungsleitung

SSD Schwellwert-/Spitzendetektor

SW_D Schwellwert des Vektorvergleichs

Das Signal z im Zwischenpuffer (ausgezogene Linie) resultiert aus der Subtraktion bekannter, zeitverschobener MUP (Zeithypothesen) vom EMG-Signal.

liert. Die Filterungsausgänge werden von Schwellwert-/Spitzendetektoren überwacht, welche Zeitpunktthypothesen für mögliche Erkennungszeitpunkte erzeugen. Für das Zerlegungsverfahren werden nun diese Zeitpunktthypothesen in ebenfalls M -parallele Verzögerungsleitungen eingelesen. Die Darstellung in Figur 8 ist so gewählt, dass die in den Verzögerungsleitungen gespeicherten Zeitpunktthypothesen jeweils gerade über den zugehörigen, möglichen Signalfanängen innerhalb dem EMG im Bereich der Dekompositionsstufe liegen. Sobald eine Zeitpunktthypothese das Ende ihrer Verzögerungsleitung erreicht, so wird der parallel laufende EMG-Signalabschnitt in einen Zwischenpuffer übertragen, worin dann die Zerlegung vorgenommen wird. Der Zwischenpuffer hat die Länge $2N$, damit nachfolgende, überlappende Signale vollständig darin enthalten sind.

Ob ein zu dieser Zeitpunktthypothese gehörender MUP a_m (fixierte Referenz) im Signal enthalten ist, wird in folgender Reihenfolge geprüft:

1. durch einen direkten Signalvergleich zwischen z und a_m ;
2. indem jeder MUP, der durch eine Zeithypothese angesprochen ist, mit seiner bekannten zeitlichen Verschiebung vom EMG-Signal im Zwischenpuffer subtrahiert wird und das Restsignal einem direkten Signalvergleich mit der Referenz a_m unterworfen wird;
3. durch Subtraktion sämtlicher Zweierkombinationen von Überlappungskandidaten vom EMG-Signal im Zwischenpuffer.

Die zeitlichen Verschiebungen der Zeithypothesen sind ganzzahlige Vielfache der Abtastperiode $1/f_s$. Diese werden durch ein spezielles Zeitpunkt-korrekturverfahren, das mit doppelter zeitlicher Auflösung arbeitet, innerhalb eines Fangbereiches noch verändert und verbessert.

Der direkte Signalvergleich erfolgt durch quadratische Differenzbildung der mittelwertfreien Vektoren, deren Komponenten folgendermassen definiert sind:

$$z_i^* = z_i - \frac{1}{n} \cdot \sum_{j=1}^n z_j = z_i - \bar{z} \quad (1)$$

mit $i = 1 \dots n$: Länge der entsprechenden Vergleichsreferenz

und

$$a_{mi}^* = a_{mi} - \frac{1}{n} \cdot \sum_{j=1}^n a_{mj} = a_{mi} - \bar{a}_m \quad (2)$$

mit $i = 1 \dots n$: Referenzlänge und $m = 1 \dots M$: Nummer der Referenz

In Vektorform geschrieben und auf die Signalenergie von a_m^* bezogen ergibt sich folgendes Vergleichskriterium:

$$\frac{(z^* - a_m^*)^T \cdot (z^* - a_m^*)}{a_m^* T \cdot a_m^*} < SW_D \quad (3)$$

mit T : transponiert

Sobald die Schwelle SW_D während des Zerlegungsprozesses bei einem Vergleich unterschritten wird, so wird der Algorithmus abgebrochen und die Referenz a_m in der EMG-Verzögerungsleitung als vorhanden betrachtet und aus dem EMG subtrahiert. Das zu diesem Zeitpunkt im Zwischenpuffer verbliebene Signalstück z wird zu Adaptierungszwecken weiterverwendet. Es werden nämlich nebst den fixierten Referenzen a_i auch adaptive Referenzen \hat{a}_i geführt, um allfälligen MUP-Formänderungen zu folgen. Abhängig von einer Schwelle SW_A (Fig. 8) können dann die neuen Vektoren auf die fixierten Referenzen umkopiert werden.

Der Grund für das mittelwertfreie und normierte Arbeiten bei der Vergleichsbildung ist wiederum der, das Verfahren unempfindlich gegenüber langsamem Grundlinienschwankungen des Eingangssignales zu machen und zudem auch unabhängig von der Energie der einzelnen MUP zu sein.

Mit diesem Zerlegungsverfahren werden Falscherkennungen praktisch ausgeschlossen, solange die Schwelle SW_D des direkten Signalvergleichs klein genug gewählt wurde (jedoch nicht zu klein, da sonst vermehrt Nichterkennungen auftreten). Die in der Vorselektion mittels Matched-Filter erhaltenen Zeitpunktthypothesen haben ja nebst den korrekten auch noch falsche Zeitpunkte vorausgesagt,

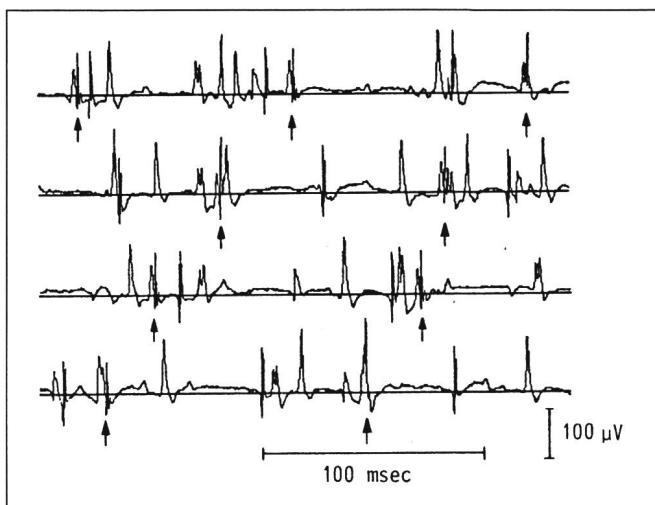


Fig. 9
Signalausschnitt eines EMG
 Erste Sekunde des 10 s dauernden EMG, welches zur Illustration des EMG-Analyse-Verfahrens verwendet wurde. Man beachte, wie die wiederholt auftretenden MUP sich zum Teil gegenseitig überlagern. Die mit Pfeilen markierten Signale enthalten beispielsweise MUP Nr. 2 aus Figur 7.

nirgends ein Peak ausgeprägt hat, scheinen diese Prozesse statistisch unabhängig zu sein.

Zur Darstellung der Verbundintervalldichten von Punktprozessen werden oft sogenannte Scatter-Diagramme verwendet. Diese Diagramme sind ein nützliches Hilfsmittel einerseits zum Testen der Unabhängigkeit aufeinanderfolgender Intervalle, anderseits auch zum Testen der Korrelation benachbarter Intervalle. In dieser Darstellungsart wird jeweils das letzte abgeschlossene Intervall eines Punktprozesses durch den Abszissenwert und das unmittelbar vorangehende Intervall durch den Ordinatenwert eines Punktes dargestellt. Bei regelmässiger Innervierung der MU bilden sich deutliche Clusters aus. Die wechselseitige Verbundintervalldichte wird auch zur Untersuchung von Paaren von Punktprozessen verwendet (Fig. 10b). Dabei wird das aktuelle Intervall eines Punktprozesses gegen ein vorangegangenes Intervall eines anderen Prozesses aufgetragen. So hat sich im rechten Diagramm von Figur 10b eine deutliche und positive Korrelation in Form einer Geraden zwischen den Entladungen von MU2 und MU1 ausgeprägt. Es handelt sich beim untersuchten Signal um ein EMG mit sogenannten «Linked Potentials», wie sie in gewissen neuromuskulären Erkrankungen auftreten. Das sind MUP, die infolge eines Reinnervationsgeschehens² jeweils aus Signalen von zwei verschiedenen Muskelfasergruppen bestehen. Eine Charakteristik solcher «Linked Potentials» ist, dass gelegentlich eines der beiden Potentiale (infolge instabiler Impulstransmission) nicht auftritt, was sich im rechten Plot von Figur 10b in den zwei Punkten äussert, welche nicht auf der Geraden liegen. Weil die 2. Referenz, falls sie auftritt, immer nach der 1. Referenz erscheint, und das mit konstantem zeitlichem Abstand, ist das Intervall von Referenz 2 immer gleich dem vorangegangenen Intervall von Referenz 1, aber nicht umgekehrt, wie der linke Plot zeigt.

Am selben Patienten (Name in den Graphiken fingeht) mit einer Neuropathie wurde das EMG gemessen, welches zu den Resultaten in Figur 10c führte. Darin sind die stark polyphasischen MUP einer einzelnen motorischen Einheit dargestellt.

wertungsmöglichkeiten werden nachfolgend besprochen, wobei zu beachten ist, dass in den dazugehörigen Figuren jeweils in speziellen Bildbereichen nebst Patientendaten und Messlebescrreibung auch die zugehörigen aktuellen Massstäbe und Skalen zu finden sind.

In Figur 10a werden gleichzeitig sogenannte Intervall- und Kreuz-Intervall-Histogramme gezeigt. Diese Auswertungsart liefert nur sinnvolle Resultate, wenn die zugrundeliegenden Punktprozesse stationär sind, d.h. wenn deren statistische Eigenschaften (z.B. Mittelwert, Streuung) zeitunabhängig sind. Für die Entladungsmuster motorischer Einheiten trifft diese Annahme meistens zu, sofern kurze (einige Sekunden dauernde) Signalabschnitte bei konstanter isometrischer Belastung des untersuchten Muskels betrachtet werden. Die hier dargestellten Histogramme stammen aus dem bereits in der Zerlegungsphase besprochenen Experiment mit konstanter, isometrischer Muskelkontraktion. In der Diagonale der Figur sind die Intervall-Histogramme von vier MU gezeigt, welche als Mass für die statistische Häufigkeit der Intervallängen dienen. So hat sich beispielsweise für Referenz 2 ein deutlicher Balken zwischen 100 und 125 ms ausgeprägt, während bei Referenz 3 ein noch ausgeprägter Balken zwischen 75 und 100 ms gewachsen ist. In den nicht diagonal gelegenen Plots sieht man in derselben Darstellung diverse Kreuz-Intervall-Histogramme, welche jeweils Schätzwerte für die Dichtefunktion der Intervalle zwischen einem Ereignis in einem bestimmten Prozess zum letzten vorangegangenen Ereignis in einem anderen Prozess sind. Da sich

² Anschluss nicht mehr innervierter Muskelfasergruppen an andere intakte MU.

welche jedoch im Zerlegungsprozess durch die eher strenge Selektion des direkten Signalvergleichs eliminiert werden können. Da wiedererkannte MUP aus dem EMG subtrahiert werden, ist es mit dem Verfahren oft möglich, sogar noch mehr als drei sich zeitlich überlappende MUP aufzutrennen.

So konnten mit der sequentiellen Verarbeitung beispielsweise in einem 10 s dauernden, bei konstanter Muskelkontraktion gemessenen EMG-Signal (Ausschnitt davon in Fig. 9), welches 7 verschiedene MUP enthält (Fig. 7), von den total 521 darin vorkommenden Potentialen 457 (87,7%) richtig erkannt werden (die in den Schlussbemerkungen kurz beschriebene blockorientierte Verarbeitung erkannte sogar 511 [98,1%] der 521 Potentiale richtig).

3.3 Präsentation der Resultate

Nach der Zerlegungsphase stehen also zusätzlich zu den charakteristischen Parametern der MUP (duration, peak-to-peak amplitude, number of turns) auch die Innervationszeitpunkte der einzelnen motorischen Einheiten fest. Damit kann das Entladungsverhalten der MU (Punktprozesse) statistisch ausgewertet und in Form von Intervall- und Scatter-Diagrammen und anderen Plots (z.B. mit Berücksichtigung der Muskelkraft) graphisch ausgegeben werden.

So lassen sich beispielsweise die Resultate der Analyse in verschiedenen, einfach interpretierbaren Graphiken darstellen, wodurch sowohl das Entladungsverhalten einzelner motorischer Einheiten wie auch gegenseitige Abhängigkeiten verschiedener MU ersichtlich werden. Einige dieser Aus-

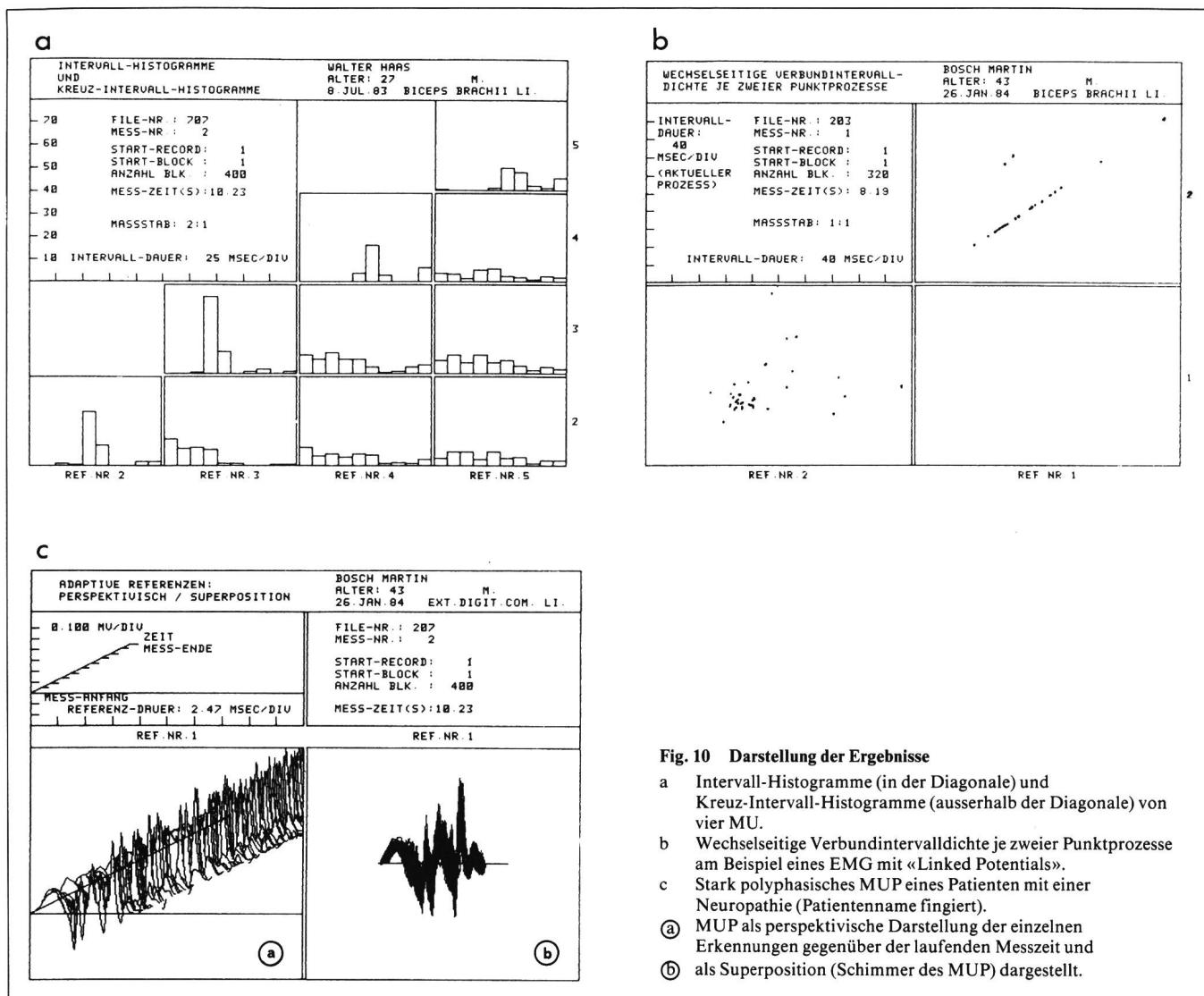


Fig. 10 Darstellung der Ergebnisse

- a Intervall-Histogramme (in der Diagonale) und Kreuz-Intervall-Histogramme (ausserhalb der Diagonale) von vier MU.
- b Wechselseitige Verbundintervalldichte je zweier Punktprozesse am Beispiel eines EMG mit «Linked Potentials».
- c Stark polyphasisches MUP eines Patienten mit einer Neuropathie (Patientenname fingiert).
- ④ MUP als perspektivische Darstellung der einzelnen Erkennungen gegenüber der laufenden Messzeit und
- ⑤ als Superposition (Schimmer des MUP) dargestellt.

schen Einheit gezeigt. Im Bild a sind die Signalverläufe aller erkannten MUP gegenüber der laufenden Messzeit dargestellt. Daraus wird ersichtlich, dass sich diese motorische Einheit zwar recht regelmässig entlädt, dass aber die Formen der einzelnen MUP sehr stark variieren. In Bild b sieht man den sogenannten «Schimmer» der Referenz, eine Superpositionsdarstellung der zusammengehörigen MUP, welche ebenfalls deutlich zeigt, dass sich die Referenz sehr stark in ihrer Form ändert. Diese Informationen erweitern die gängigen, beispielsweise in Figur 7 dargestellten, charakteristischen Formparameter der MUP wesentlich.

4. Schlussbemerkungen

Um die Resultate der sequentiellen Verarbeitung noch zu verbessern, wurden und werden in der Zürcher Gruppe

pe auch noch andere Zerlegungsverfahren untersucht, so z.B. eine block-orientierte Verarbeitung. Dabei werden in der Lernphase alle aktiven Segmente mittels einer Clusteranalyse nach dem «Nearest-Neighbour»-Verfahren sortiert, woraus sich die einzelnen MUP ergeben. In der Zerlegungsphase werden nur noch diejenigen aktiven Segmente behandelt, welche sich beim Clustern nicht eindeutig gruppieren lassen, d.h. Überlagerungen von MUP. Um nicht unnötig aufwendige Verfahren zu verwenden, werden hier von Schritt zu Schritt allmählich komplexere Methoden angewandt. Zuerst dienen alle Haupt-Peaks des EMG innerhalb eines aktiven Segmentes als Zeitpunktthesen, um allfällige schwach überlappende MUP aufzutrennen, was ebenfalls mit dem quadratischen Fehler oder dann mit der linearen Fehlerfläche zwischen EMG und Referenz entschieden wird. In einem weiteren Schritt versucht man,

die noch nicht zerlegten aktiven Segmente aufgrund der zugehörigen Zeitpunktthesen durch mögliches Kombinieren von bis zu drei Referenzen zu zerlegen, ähnlich wie das bei der sequentiellen Methode geschah. Für bis dahin immer noch nicht zerlegbare aktive Segmente wird schliesslich eine Optimierung gestartet, welche mit den Zeitpunktthesen als Startwerten eine optimale Schätzung der Amplituden, der zeitlichen Verschiebungen und Offsets der einzelnen MUP zu finden sucht.

Es wurde bereits erwähnt, dass das blockorientierte Verfahren im allgemeinen gegenüber dem sequentiellen Verfahren etwas bessere Resultate lieferte. Bisher ist jedoch nur die sequentielle Analyse in einem fertiggestellten EMG-Analyse-Programm enthalten, während an der Ausarbeitung eines kompakten Programmes für das blockorientierte Verfahren noch gearbeitet wird. Die bestehenden Programme

sind erfolgreich an synthetischen und realen EMG getestet worden, selbst bei relativ hoher Muskelkontraktion.

Ohne Zweifel ist die Möglichkeit, Elektromyogramme selbst bei höheren Innervationsraten der MU automatisch zu zerlegen, ein wesentlicher Fortschritt für die klinische Elektromyographie. Zurzeit wird nun versucht, ein für die klinische Applikation brauchbares EMG-Analyse-System zu entwickeln. Das Analysesystem soll zwei verschiedene Ziele auf optimale Weise lösen. Zuerst soll die Qualität der Dekomposition derart hoch getrieben werden, dass das Innervationsverhalten einzelner Motoneurone auch dann zuverlässig erfasst werden kann, wenn sich die MUP bei simultaner Aktivität vieler Motoneurone mehrfach überlagern. Erst wenn diese Analysefähigkeit erreicht wird, lassen sich motorische Funktionsstörungen, die ihren Ursprung in Krankheiten des zentralen Nervensystems haben, genügend präzis erfassen. Damit besteht dann auch die Möglich-

keit, derartige zentrale Störungen genau zu klassifizieren und das Wirkungsspektrum von verschiedenen therapeutischen Verfahren zu erforschen. Die zweite Aufgabe ist klinisch ebenso wichtig und besteht in der Fähigkeit, die durch neuromuskuläre Erkrankungen bewirkten Veränderungen der Formparameter der MUP vollständig zu beschreiben. Damit wird die Zuverlässigkeit und die diagnostische Treffsicherheit bei der Abklärung neuromuskulärer Erkrankungen entscheidend gesteigert. Wenn diese beiden Ziele der EMG-Analyse erreicht werden können, sind Fortschritte für die Arbeit in klinischen Institutionen für Neurologie und für Rehabilitation zu erwarten, aber auch Fortschritte für die Physiologie, Pathophysiologie und Pharmakologie zentralmotorischer sowie neuromuskulärer Erkrankungen.

Da aus medizinischer Sicht der Bedarf nach einem käuflichen, kompakten EMG-Analyse-System vielfach nachgewiesen ist, sollte eine Kommerzialisierung dieses Forschungsgegenstandes durchaus möglich sein³.

³ Projekt partiell unterstützt durch den Schweizerischen Nationalfonds zur Förderung der wissenschaftlichen Forschung: Nr. 4. 883-0.85.18.

Literatur

- [1] R.S. LeFever, C.J. De Luca and A.P. Xenakis: Procedure for decomposing the myoelectric signal into its constituent action potentials. Part I: Technique, theory, and implementation. Part II: Execution and test for accuracy. *IEEE Trans. BME* 29(1982)3, p. 149...164.
- [2] B. Mambroto and C.J. DeLuca: Acquisition and decomposition of the EMG signal. In: *Computer-aided electromyography. Progress in Clinical Neurophysiology* 10(1983), p. 52...72.
- [3] P. Guiheneuc a. o.: Automated detection and pattern recognition of single motor unit potentials in needle EMG. In: *Computer-aided electromyography. Progress in Clinical Neurophysiology* 10(1983), p. 73...127.
- [4] K.C. McGill, K.L. Cummins and L.J. Dorfman: Automatic decomposition of the clinical electromyogram. *IEEE Trans. BME* 32(1985)7, p. 470...477.
- [5] F. Buchthal: *An introduction to electromyography*. Copenhagen, University Books, 1957.
- [6] A. Gerber a. o.: A new framework and computer program for quantitative EMG signal analysis. *IEEE Trans. BME* 31(1984)12, p. 857...863.
- [7] K.J. Erb: Erkennung von Signalen motorischer Einheiten im Elektromyogramm. Dissertation der ETH Zürich Nr. 6237, 1978.
- [8] R.M. Studer: Computergestützte Analyse der Signale motorischer Einheiten im Elektromyogramm. Dissertation der ETH Zürich Nr. 7580, 1984.
- [9] A. Gerber: Detection and estimation for the decomposition of electromyograms. Dissertation der ETH Zürich Nr. 7582, 1984.
- [10] R.M. Studer, R.J.P. de Figueiredo and G.S. Moeschitz: An algorithm for sequential signal estimation and system identification for EMG signals. *IEEE Trans. BME* 31(1984)3, p. 285...295.