

2 Elektromyografie (EMG)

2.1 Einleitung

Die Elektromyografie ist noch immer die schwierigste der klinisch-neurophysiologischen Untersuchungstechniken, nicht zuletzt deshalb, weil man in erheblichem Maße auf eine gute Kooperationsfähigkeit des Untersuchten angewiesen ist.

Sie ist aber auch die spannendste Technik. Anders als beim EEG und den evozierten Potenzialen, die sich als bloße Summenpotenziale von Millionen Nervenzellen ohnehin einem tieferen Verständnis verschließen, gelangt man mit der EMG-Nadel wirklich an die Front des Geschehens, kann letztlich einzelne Muskelfasern bei ihrer Tätigkeit „belauschen“.

Abschließender Hinweis zur Nomenklatur: Die Untersuchung heißt „die Elektromyografie“, die registrierten Kurven sind „das Elektromyogramm“. Es gibt somit die EMG, die man durchführt und das EMG, welches man dabei ableitet. Der oft zu lesende Satz „Das durchgeführte EMG zeigte...“ ist nicht nur wegen des überflüssigen Wortes „durchgeführt“ sperrig, sondern auch grammatikalisch falsch.

2.2 Grundsätzliches zur Ableittechnik

Mit der Elektromyografie werden die **Spannungsschwankungen** registriert, die unter Ruhe- und Innervationsbedingungen in der Skelettmuskulatur ablaufen.

Merke

M!

Über den zeitlichen **Ablauf der Kontraktion** (z. B. Verlangsamung bei Hypothyreose) und die **Kontraktionskraft** gibt das EMG **keine** Auskunft!

Die in der Muskulatur ablaufenden Spannungsschwankungen lassen sich bei Verwendung von **Oberflächenelektroden** nur ganz grob beurteilen. Mit solchen Elektroden können nur globale Aussagen über die Aktivität ganzer Muskelgruppen gemacht werden, z. B. im Rahmen einer Tremoranalyse. Die bei der eigentlichen Elektromyografie interessierenden elektrischen Phänomene sind

ausschließlich mit Nadelelektroden zu registrieren. Hier ist eine Ableitung mit Oberflächenelektroden pure Scharlatanerie!

Bei der allgemein akzeptierten und standardisierten **konzentrischen Nadelelektrode** (► Abb. 2.1a) ist im Inneren einer Art von Injektionskanüle von 0,3–0,6 mm Durchmesser ein feiner Platindraht (rot in ► Abb. 2.1a), isoliert durch eine Kunststoffmasse, angebracht, dessen Spitze als differente Elektrode dient. Die indifferente Elektrode wird von der gesamten Außenhülle der Nadel gebildet. Die Potenziale der beiden Elektroden werden über das Kabel der Eingangsbuchse des Vorverstärkers zugeleitet, und zwar das der differenter Elektrode Pin 1 und das der indifferenten Elektrode Pin 2.

2.2.1 Einstellung des EMG-Geräts

Sie ist meist schon automatisch wie folgt vorgegeben:

- **Ablenkgeschwindigkeit:** je nach Gerät und Gewohnheit 5 oder 10 ms/DIV
- **Verstärkung:** zuerst zur Beurteilung von Spontanaktivität 50–100 μ V/DIV, dann zur Beobachtung der Potenziale einzelner motorischer Einheiten Standardwert von 100 μ V/DIV, schließlich bei zunehmender Innervation zur Beurteilung der Rekrutierungsfolge geringere Verstärkung (1, 2 oder 5 mV/DIV) je nach Größe der Potenziale
- **Filter** (siehe Kap. 1.3): HF-Filter: etwa 3 kHz, LF-Filter: 10–20 Hz; bei den offiziell vorgeschriebenen 2 Hz bewirken die Bewegungen der EMG-Nadel oft intensive Grundlinienschwankungen bis zum völligen Verschwinden des Oszillografenstrahls vom Bildschirm

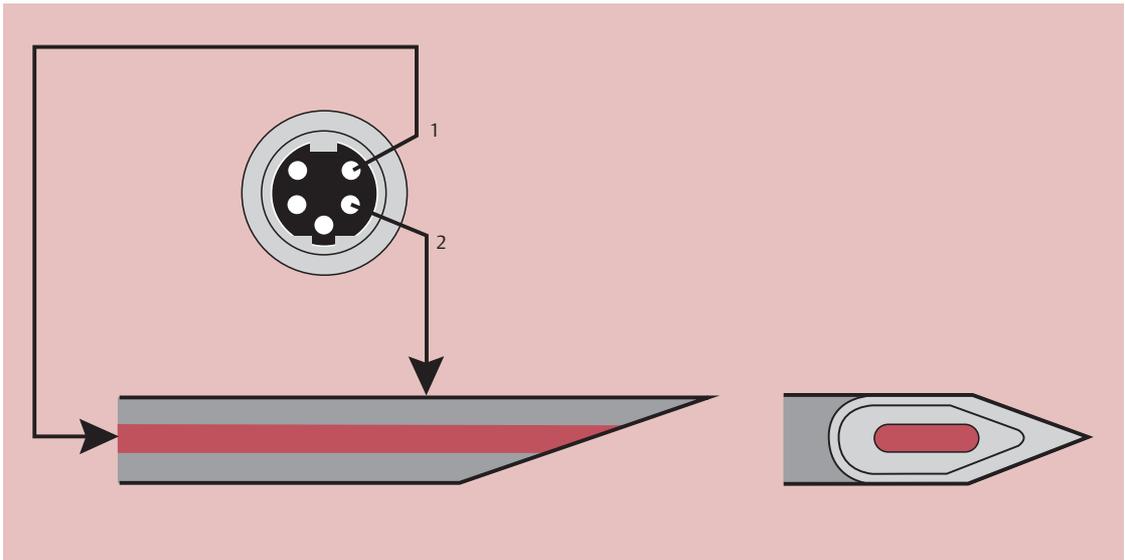
Merke

M!

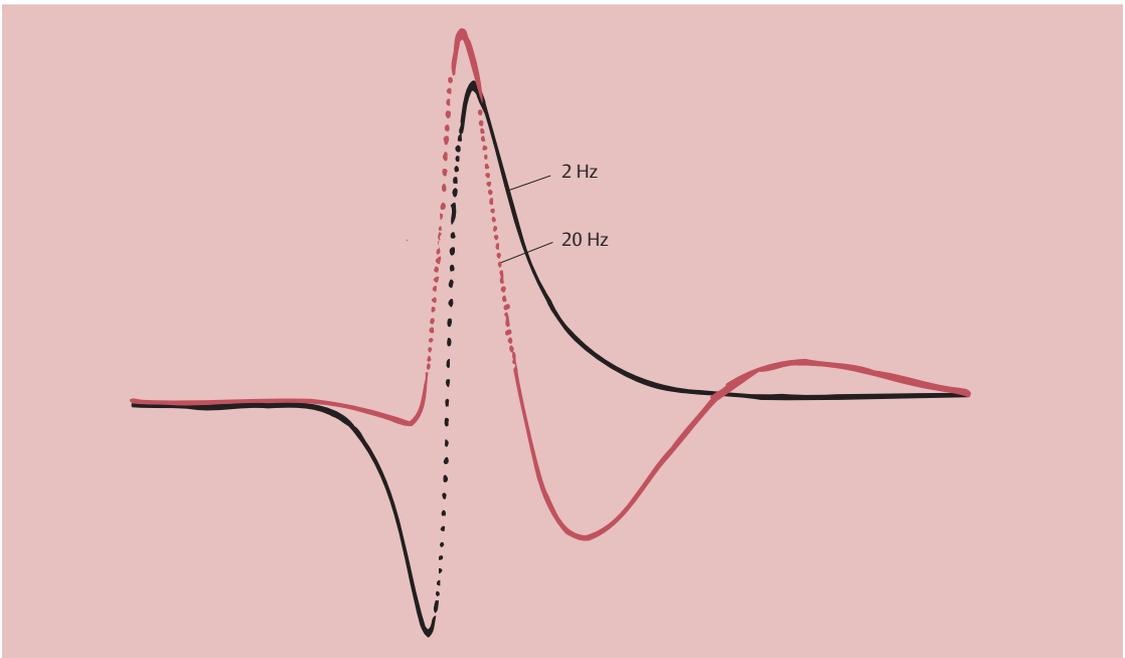
- Allerdings: Bei großen Innervationspotenzialen führt ein 20-Hz-LF-Filter zu einem Überschwingen der Terminalphase und zu einer Pseudoverlängerung der Potenzialdauer (► Abb. 2.1b, rote Kurve, aus [14]); in diesen Fällen ist der vorübergehende Einsatz des 2-Hz-Filters nicht zu umgehen.

Abb. 2.1

- a** Konzentrische EMG-Nadel mit differenter „Seele“ und indifferenter Aussenhülle, Anschluss an Pin 1 resp. 2 des Vorverstärkers..
b Veränderung eines großamplitudigen Biosignals durch Anhebung des LF-Filters von 2 auf 20 Hz.



a



b

2.2.2 Technik der Nadelableitung: Ist die Untersuchung wirklich so schmerzhaft?

Als praktizierender „EMGist“ tut man gut daran, sich selbst einmal mit einer konzentrischen Nadelelektrode zu „stechen“ (z. B. in den dorsalen Unterarm). Man wird feststellen, dass man bei vielen Nadelpositionen keinen nennenswerten Schmerz empfindet. Mit dieser Erfahrung ausgerüstet, wird man später bei einem während der Untersuchung ununterbrochen Wehklage führenden Patienten sein schlechtes Gewissen unter Kontrolle halten können. Es existieren aber auch Stellen im Muskel, an denen es sehr unangenehm sein kann. Es gibt einen scharfen Schmerz, der wohl von einem Kontakt der Nadel mit einem Nervenast verursacht wird (Nerven liegen im Perimysium, vor allem aber im Epimysium und in der Faszie). Noch unangenehmer ist ein dumpfer Tiefenschmerz, der vor allem entsteht, wenn die Wand eines kleinen arteriellen Gefäßes getroffen wird.

In einem solchen Selbstversuch kann man einige banale Erkenntnisse gewinnen: Eine dünne Nadel schmerzt weniger als eine dicke, eine scharfe weniger als eine stumpfe, und es ist weniger unangenehm, wenn der Untersucher den Nadeleinstich rasch ausführt als wenn er sich vorsichtig durch die einzelnen Kutisschichten „hindurchhäkelt“.

Merke

M!

Nehmen Sie die dünnste Nadel, die den Durchstich durch die Haut und die Verlagerung im Muskel mechanisch noch verkräftet, ohne sich zu verbiegen. Ersetzen Sie alte, stumpfe durch neue, scharfe Nadeln. Betriebswirtschaftlich gesehen lohnt sich diese Investition sehr rasch, da die Zahl Ihrer EMG-Patienten zunehmen wird. Stechen Sie die Nadel rasch senkrecht zur Haut in die ganz oberflächlichen Muskelschichten ein, da sich hier die Elektrode besonders subtil verlagern lässt.

Am Beginn steht die Suche nach Spontanaktivität im entspannten Muskel. Die Nadel muss mehrfach verlagert werden. Dabei sind stets kurze Potenzial-„Schauer“ unterschiedlicher Intensität von weniger als einer Sekunde Dauer zu registrieren: die **Einstichaktivität** (siehe Kap. 2.3.1 und Kap. 2.4.2).

Wichtig bei der Wahl des Einstichorts für die Nadel ist die Position der **Endplattenregionen** im jeweiligen Muskel. Man sollte diese Regionen möglichst meiden, da hier besonders oft physiologische Spontanaktivität (siehe unten) zu registrieren ist, die zu Fehlinterpretationen Anlass geben kann. Genaue anatomische Studien über die exakte Lage der Endplatten existieren bisher nur für wenige Muskeln (M. biceps brachii, M. extensor digitorum com-

munis). Man kann sich aber recht gut an den schon vor Jahrzehnten erarbeiteten Tafeln orientieren (► Abb. 2.2). Sie zeigen die Punkte, an denen sich im Rahmen der konventionellen Elektrodiagnostik früherer Jahrzehnte (Bestimmung von Rheobase, Chronaxie etc.) der jeweilige Muskel mit besonders geringer Stromintensität zur Kontraktion bringen ließ, was gemeinhin der Endplattenregion entspricht.

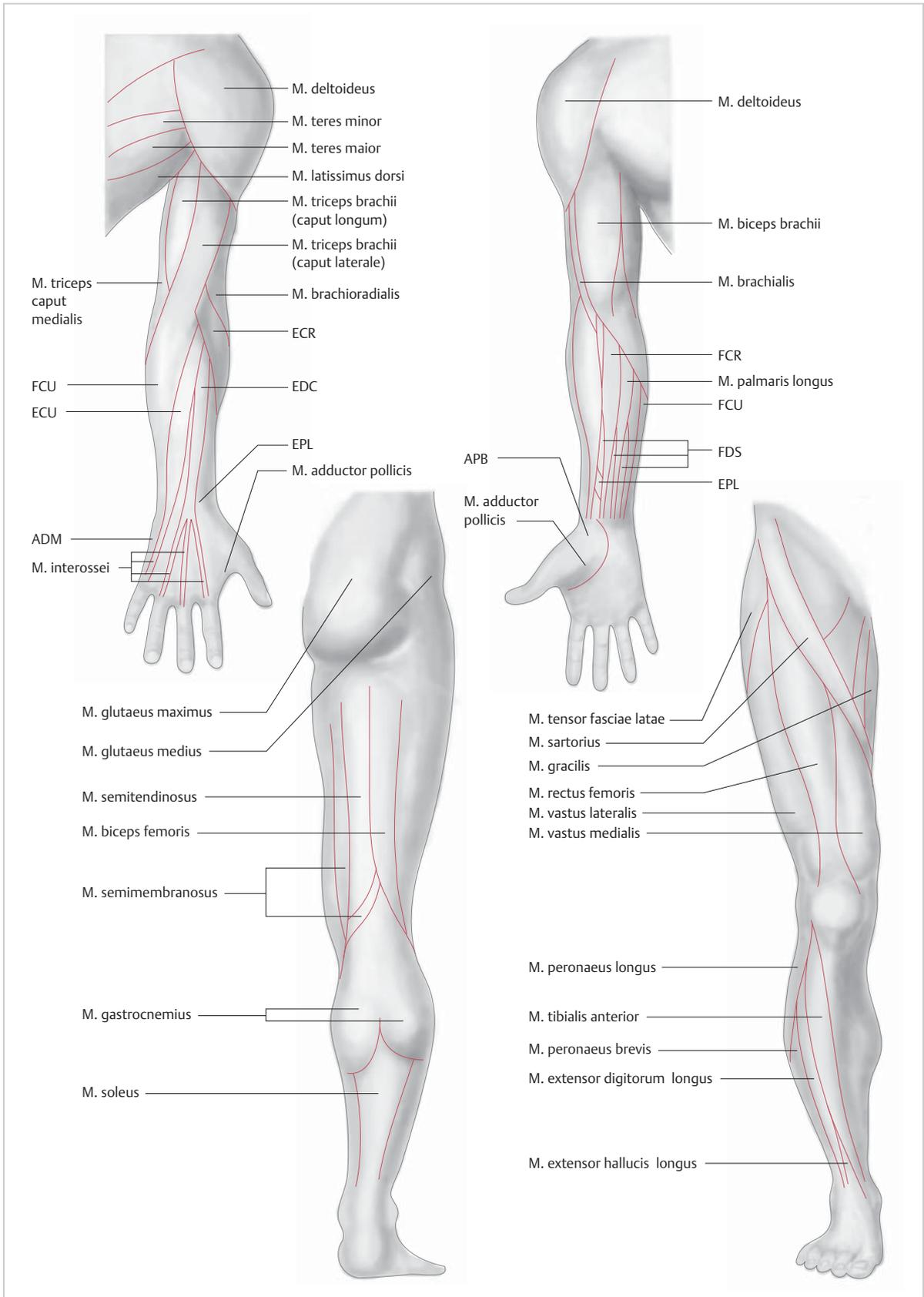
Beim Einstich der EMG-Nadel sollte man nicht nur auf die akustischen (Lautsprecher) und optischen (Monitor) EMG-Signale achten, sondern unbedingt auch den **mechanischen Widerstand** beurteilen, den das Muskelgewebe dem Nadeleinstich entgegensetzt, d. h. die **Gewebekonsistenz**. Sie kann entweder **vermehrt** sein, unter Umständen so stark, dass ein gewisser Kraftaufwand erforderlich ist, um die Nadel vorzustechen; in diesem Fall liegt ein **fibrotischer Umbau der Muskulatur** vor. Oder sie kann **vermindert** sein, die EMG-Nadel lässt sich dann „wie in Butter“ vorstechen: Hinweis auf einen **fettgewebigen Umbau**. In beiden Fällen fehlt hier die oben erwähnte Einstichaktivität, man spricht von „stummen Arealen“ (siehe Kap. 2.4.2).

Es folgt die Ableitung von „Potenzialen der motorischen Einheit“, die in der Folge mit der Abkürzung des englischen Begriffs (motor unit potentials) als **MUP** bezeichnet werden. Hierzu muss der Patient den untersuchten Muskel ganz leicht innervieren. Das ist nicht einfach, da die Innervation unter Umständen zu einer Zunahme des Schmerzes führt. Der Patient innerviert dann gar nicht oder zu stark; beides ist nicht geeignet, um einzelne MUPs zu analysieren.

Hat der Patient den gewünschten Innervationsmodus erreicht, sollte man die Nadel mehrfach sehr vorsichtig verlagern, um verschiedene MUPs sammeln zu können. Dabei sollten mindestens drei konsekutive Entladungen einer bestimmten motorischen Einheit registriert werden, um durch Formvergleich Anfang und Ende eines MUPs genau festlegen zu können. Dessen Dauer wird dann am Bildschirm geschätzt oder nach angemessener Aufzeichnung (► Abb. 1.2c, ► Video 9.64) genau ausgemessen. Bei einer solchen quantitativen Auswertung muss die **Verstärkung 100 µV/DIV** betragen, da die Normalwerte (siehe Kap. 2.7) bei dieser Verstärkung ermittelt wurden.

Die Untersuchung endet mit der Aufforderung an den Patienten, den Muskel zunehmend zu innervieren; hierbei werden die Rekrutierungsfolge (► Video 9.68) und schließlich die maximal erreichte Dichte des Innervationsmusters (siehe Kap. 2.3.3) beurteilt. Man sollte dabei mittels einer Fixierung des Gelenks (siehe Videos) stets eine **isometrische Kontraktion** anstreben, d. h. eine Kontraktion ohne Gelenkbewegung und damit ohne Verkürzung des Muskels; dadurch wird eine oft schmerzhaft Verlagerung der Nadelspitze verhindert (siehe z. B. ► Video 9.18, ► Video 9.19, ► Video 9.21).

Abb. 2.2 Ungefähre Position der Endplattenregion.



2.3 Normales EMG

2.3.1 EMG des entspannten Muskels: Einstichaktivität, physiologische Spontanaktivität

(► Video 9.58)

Beim Vorstechen der Nadel sind, wie bereits erwähnt, immer kurze Schauer kleiner Potentiale zu erkennen, die nach Beendigung des Einstichvorgangs rasch sistieren. Die Lebhaftigkeit dieser **Einstichaktivität** ist interindividuell sehr verschieden und hat schon deshalb keine verlässliche diagnostische Bedeutung. Sie zeigt lediglich an, dass man mit der EMG-Nadel im Muskel ist und nicht mehr im subkutanen Fettgewebe; und das ist vor allem bei sehr adipösen Patienten sicher nicht zu unterschätzen.

Das pathologische **Fehlen der Einstichaktivität** bei einem bindegewebigen Ersatz der Muskelfasern wurde oben erwähnt.

Sind nach Abklingen der Einstichaktivität keine Fibrillationspotentiale, myotone oder komplexe repetitive Entladungen (siehe Kap. 2.4.2, ► Video 9.59, ► Video 9.60, ► Video 9.61) zu beobachten, sind auch keine mehr zu erwarten. Denn diese Spontanphänomene werden immer durch den mechanischen Reiz der Nadelverlagerung ausgelöst.

Warten bei unveränderter Nadellage ist nur sinnvoll, wenn man nach Faszikulationspotentialen oder Serienentladungen (► Video 9.62, ► Video 9.63) sucht.

Immer wieder findet man auch im gesunden Muskel anhaltende **physiologische Spontanaktivität**. Eindeutig den Endplatten zuzuordnen ist das **Endplattenrauschen** (► Abb. 2.3a, ► Video 9.58), das wirklich klingt, als rauschen die Blätter im Wald; es ist optisch und akustisch ohne Mühe zu identifizieren. Das Endplattenrauschen entspricht nach allgemeiner Auffassung lokalen, nicht fortgeleiteten Depolarisierungen der Endplattenregion, die als „Miniatur-Endplattenpotentiale“ schon seit Jahrzehnten von neurophysiologischen Spezialisten mit Mikroelektroden abgeleitet werden können.

Oft kann man neben diesem Endplattenrauschen schlanke biphasische **Endplattenpotentiale** (► Video 9.58) ableiten, die offenbar durch eine fortgeleitete Depolarisation von Muskelfasern entstehen. Da Patienten bei der Ableitung aus solchen Arealen gelegentlich einen unangenehmen Schmerz angeben, ist es denkbar, dass zuweilen auch feine intramuskuläre Nervenfasern in der Generierung solcher Potentiale eine Rolle spielen.

Diese Potentiale beginnen in aller Regel mit einer initialen nach oben gerichteten (negativen) Auslenkung (► Abb. 2.3c, ► Video 9.58), was darauf hindeutet, dass die Ableitung direkt am Entstehungsort der Potentiale erfolgt. Schon durch eine geringfügige Verlagerung der Nadelspitze kann man eine Formänderung hin zu triphasischen, mit einer positiven (nach unten gerichteten) Auslenkung beginnenden Potentialen erreichen, wie es ► Abb. 2.3b zeigt. Man kann sie als Variante von Endplattenpotentialen bezeichnen oder als „benigne Fibrillationen“ [15]. Schließlich gibt es – um die Verwirrung zu komplettieren – in der Endplattenregion selten auch Spontanpotentiale, die formal positiven scharfen Wellen entsprechen und die man konsequenterweise als „benigne positive Wellen“ [15] bezeichnet.

Die Abgrenzung dieser physiologischen Spontanaktivität gegen pathologische „Denervationspotentiale“ (siehe Kap. 2.4.2) – die dem EMG-Einsteiger oft Probleme bereitet – sollte sich somit **nicht** an der **Form** der Potentiale orientieren.

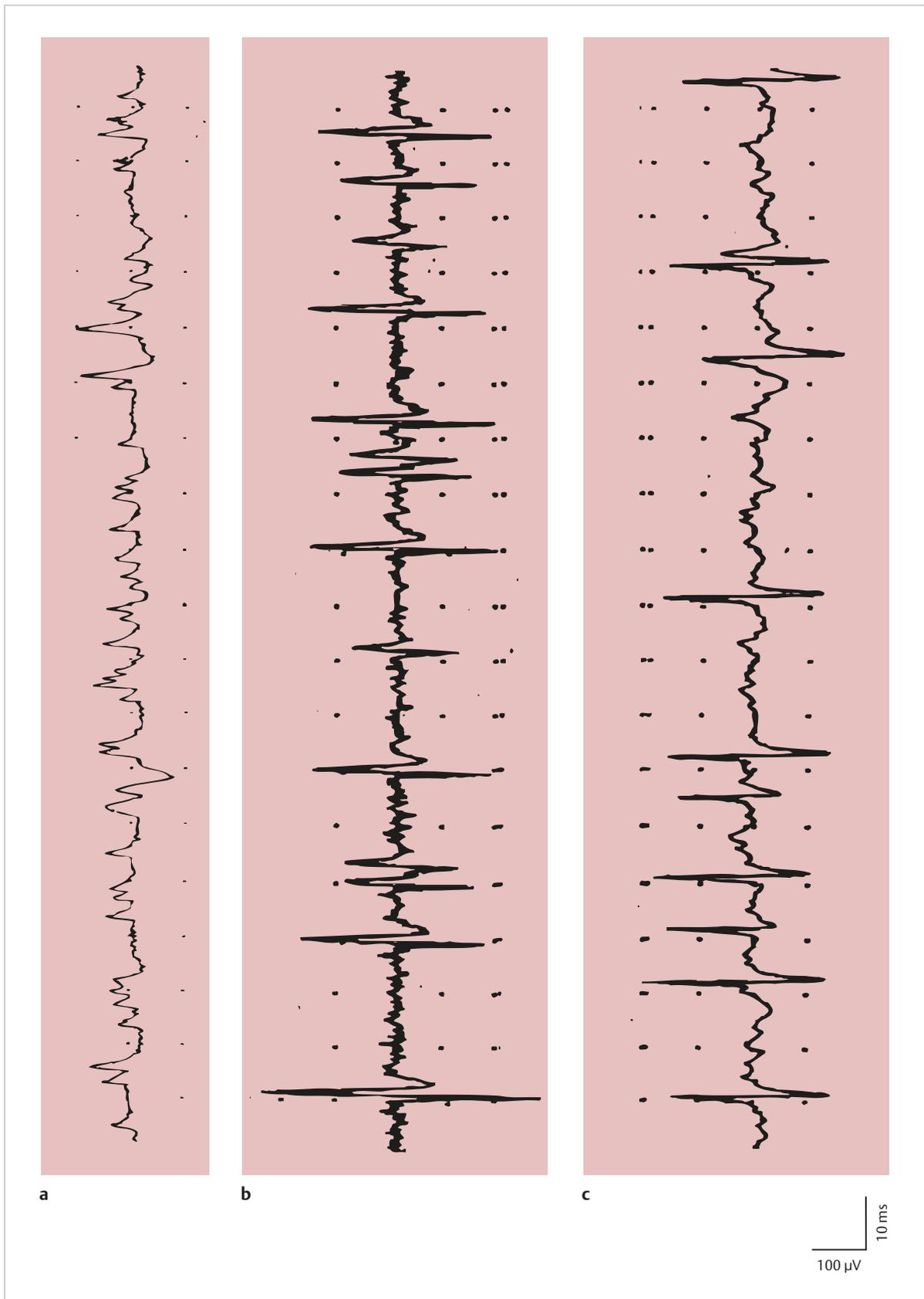
Merke

M!

Weitaus verlässlichere Unterscheidungskriterien zwischen physiologischer und pathologischer Spontanaktivität sind die vergleichsweise **hohe Frequenz** (zum Teil > 60/s; Interpotenzialintervall < 5 ms) und die **unregelmäßige Entladung** der physiologischen Spontanpotentiale (► Video 9.58).

Abb. 2.3 .

- a Negativ-monophasische Potentiale: „Endplatten-Rauschen“.
- b Bi- und triphasische Endplattenpotentiale mit positiver Initialphase („benigne Fibrillationen“).
- c Bi- und triphasische Endplattenpotentiale mit negativer Initialphase.



2.3.2 EMG bei leichter Innervation

(► Video 9.64)

Hier lassen sich bei guter Mitarbeit des Patienten einzeln „feuernde“ Potenziale motorischer Einheiten registrieren. Zum Verständnis dieser „Motor Unit Potentials (MUPs)“ ist eine Kenntnis der **Architektur motorischer Einheiten** notwendig. Eine solche Einheit (► Abb. 2.4a) besteht aus einem peripheren Motoneuron (Vorderhornzelle plus Neurit) und den zugehörigen Muskelfasern.

Wie in ► Abb. 2.4a schematisch dargestellt, kann man **kleine** und **große motorische Einheiten** unterscheiden. Die kleinen umfassen nur wenige Muskelfasern. Extrembeispiel sind hier die Larynx- und Augenmuskeln, bei denen eine motorische Einheit nur 6–10 Muskelfasern umfasst. In großen Einheiten, z. B. den proximalen Muskeln der unteren Extremitäten, werden unter Umständen mehr als 1000 Muskelfasern von einer einzigen Vorderhornzelle innerviert. Weitere Unterscheidungsmerkmale zeigt ► Tab. 2.1.

Die zu einer motorischen Einheit gehörenden Muskelfasern liegen – wie die schwarzen Sechsecke in ► Abb. 2.4b gezeigt – im Muskelquerschnitt nicht dicht beieinander, sondern sind über ein großes Areal verstreut, das als „Territorium“ bezeichnet wird und einen Durchmesser bis etwa 10 mm aufweist. Innerhalb eines solchen Territoriums sind zahlreiche (man schätzt bis zu 20) verschiedene motorische Einheiten miteinander vermischt.

► Abb. 2.4b zeigt eine durchschnittliche motorische Einheit mit einem Durchmesser von 5 mm. Maßstabgerecht durch kleine schwarze Felder gekennzeichnet sind 200 regellos verstreute Muskelfasern, die meist solitär liegen, gelegentlich zu zweit und nur selten zu dritt. Weiterhin maßstabgerecht eingezeichnet ist eine konzentrische Nadelelektrode von 0,6 mm Durchmesser mit ihrem **Auffangradius**: Dieser hat nach modernen Vorstellungen [11] eine „Tropfenform“ (rote Linie in ► Abb. 2.4b). Die innerhalb des von dieser roten Linie begrenzten Areals liegenden Muskelfasern tragen nach diesen Vorstel-

lungen zu mehr als 90% der Amplitude des MUP bei (► Abb. 2.4c). Muskelfasern, die außerhalb dieses äußeren Auffangradius liegen, spielen demnach für die **Amplitude** des MUPs praktisch keine Rolle, wohl aber für die **Dauer**, zu der wahrscheinlich die Gesamtheit aller zu einer motorischen Einheit gehörenden Fasern beiträgt.

Der Auffangradius wird in der Folge vereinfacht als Halbkreis dargestellt, dessen Durchmesser etwa 1 mm beträgt.

Merke

M!

Wie dicht die EMG-Nadel an den aktiven Muskelfasern liegt, kann man theoretisch an der **Anstiegssteilheit** (Rise Time) des MUPs erkennen. Darunter versteht man die Zeit vom Beginn bis zum ersten negativen Gipfel des MUPs, wie in ► Abb. 2.4d dargestellt. Sie beträgt bei günstigen Ableitbedingungen 0,2–0,5 ms; liegt die Rise Time deutlich über 0,5 ms, ist die Nadel zu weit von der aktiven motorischen Einheit entfernt. Selten ist das Gegenteil der Fall: Die Rise Time beträgt weniger als 0,2 ms. In diesem Fall liegt die aktive Elektrode der EMG-Nadel ungewöhnlich dicht an einer aktiven Muskelfaser. Dann wird ein nahezu reines Einzelfaserpotenzial abgeleitet, das eine Amplitude von mehreren Millivolt aufweist und dadurch ein „Riesenpotenzial“ (siehe unten) vortäuschen kann.

In der Praxis ist eine Bestimmung der Rise Time in aller Regel verzichtbar, da man die Anstiegssteilheit eines MUP recht einfach **akustisch** analysieren kann (siehe dazu ► Video 9.64).

Die bei leichter Innervation ableitbaren MUPs („Einzelpotenzial-Analyse“, detailliert dargestellt in ► Video 9.64) müssen beurteilt werden hinsichtlich

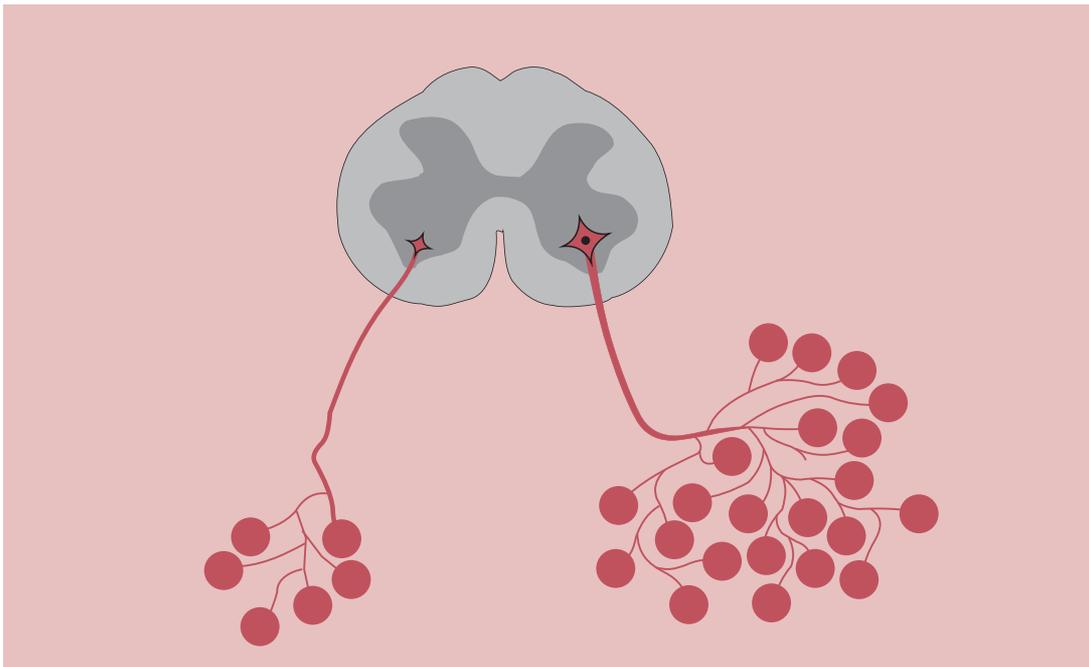
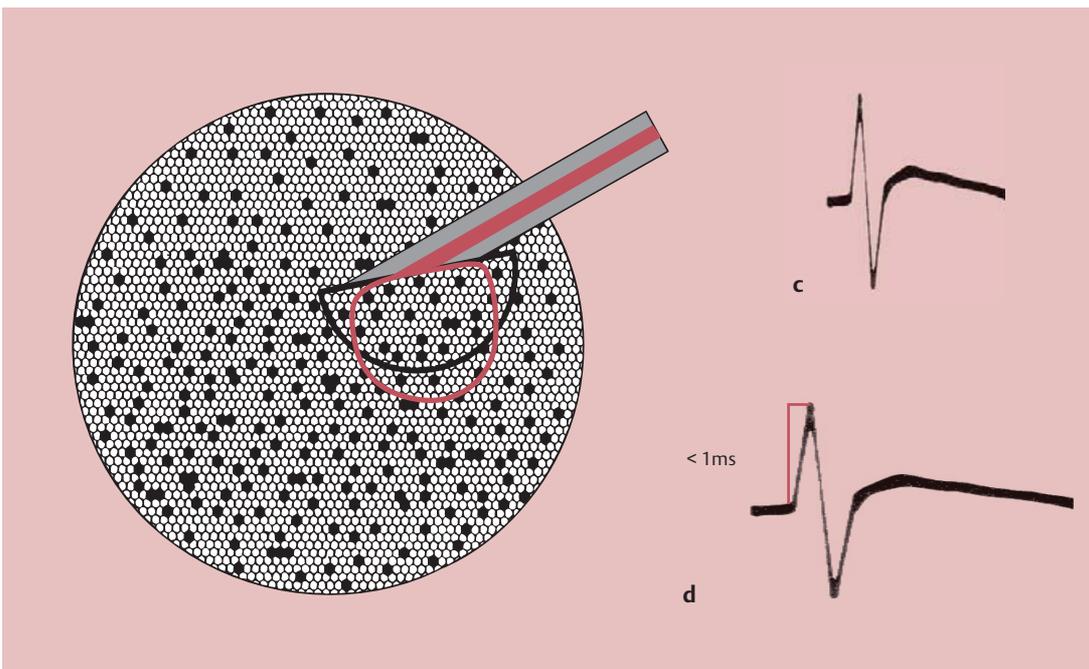
- Form (einschließlich ihrer Stabilität),
- Dauer,
- Amplitude.

Tab. 2.1 Unterscheidungsmerkmale großer und kleiner motorischer Einheiten (MUs).

Merkmal	kleine MUs	große MUs
Größe des Neurons	klein	groß
Aktivität des Neurons	tonisch	phasisch
Axon	dünn	dick
Rekrutierung	früh	spät
Muskelfasertyp	I	II
Muskelfaserkontraktion	langsam	schnell
Muskelfaserermüdung	langsam	schnell
Muskelfaserstoffwechsel	oxidativ	anaerobe Glykolyse

Abb. 2.4

- Schematische Darstellung einer kleinen und einer großen motorischen Einheit.
- „Engerer Auffang-Radius“ einer EMG-Nadel (s. Text).
- Normales biphasisches MUP.
- Anstiegs-Steilheit („rise time“) eines MUP.

**a****b**

Die **MUP-Form** ist sehr variabel und ändert sich bei konstanter Ableitung aus der gleichen motorischen Einheit praktisch mit jeder Verlagerung der Nadelspitze; bei konstanter Nadellposition ist sie jedoch bemerkenswert stabil (► **Video 9.64**) (im Gegensatz zu pathologischen Fällen, ► **Video 9.66**). Besonders häufig sind tri- und tetraphasische Potenziale (► **Abb. 2.5a**); als Phasen werden dabei nur solche MUP-Komponenten gewertet, deren Schenkel die Null-Linie durchkreuzen.

Als **polyphasisch** werden Potenziale (► **Abb. 2.5b**) bezeichnet, die **mindestens vier Durchgänge** durch die Null-Linie bzw. mindestens fünf Phasen aufweisen.

Merke

M!

Polyphasische Potenziale sind nicht per se pathologisch, sie kommen in jedem Muskel vor. Als pathologisch gilt, wenn ihre Gesamtzahl einen bestimmten Prozentsatz überschreitet. Leider existieren aber für diesen „bestimmten Prozentsatz“ praktisch keine allgemein akzeptierten Normwerte. Selbst führende Standardwerke wählen sybillinische Formulierungen:

- bis 12 %, im M. tibialis anterior bis 20 % [15]
- bis 10 %, im M. deltoideus bis 25 % [11]
- meine Faustregel: „möglichst unter 20%, im Zweifelsfall nicht kleinlich bewerten“

Auch die **MUP-Dauer** variiert beträchtlich. Misst man nicht nur die Spikekomponente, sondern analysiert die Dauer des gesamten MUPs, kann man ohne weiteres eine Variabilität der Dauer von etwa 5–20 ms feststellen: Das in ► **Video 9.64** gezeigte Histogramm basiert auf Werten von EMG-Altmeister F. Buchthal, dessen akademische EMG-Schule die Ausmessung von mindestens 20 Einzelpotenzialen mit Errechnung einer **mittleren MUP-Dauer** verlangt. Als Grenze der Norm gilt dabei der Mittelwert $\pm 20\%$, wobei allerdings ein Statistiker erhebliche Einwände gegen diese Grenzziehung zum Pathologischen vortragen würde. Zudem konnten neuere Untersuchungen [1] die von Buchthal postulierte Altersabhängigkeit der MUP-Dauer nicht reproduzieren.

Darüber hinaus ist gegen diese Form der quantitativen Einzelpotenzialanalyse eine Reihe von Einwänden vorzubringen:

- Die Methode ist zeitaufwendig – wenn auch dank der Analyseprogramme moderner EMG-Geräte (bei guter

Mitarbeit des Kranken) durchaus zumutbar für Patienten und Arzt.

- Ein erfahrener Untersucher kann auch bei direkter („qualitativer“) Auswertung am Bildschirm die durchschnittliche Potenzialdauer näherungsweise abschätzen.
- Auch der Erfahrene ist nicht dagegen gefeit, dass er bei einer quantitativen Analyse unbewusst eine Auswahl von MUPs trifft, die seiner vorgefassten diagnostischen Auffassung entsprechen.
- Es gibt immer wieder neurogen-myogene Mischbefunde (siehe Kap. 2.5), bei denen sowohl verkürzte als auch verlängerte MUPs in pathologischer Anzahl nebeneinander zu finden sind. Der statistische Mittelwert für die Potenzialdauer würde hier unter Umständen normal ausfallen, pathologisch wäre lediglich die statistische Verteilung („Distribution“) der MUP-Dauer, deren Bestimmung jedoch – da zu zeitaufwendig – bisher keinen Eingang in die klinische Diagnostik gefunden hat.

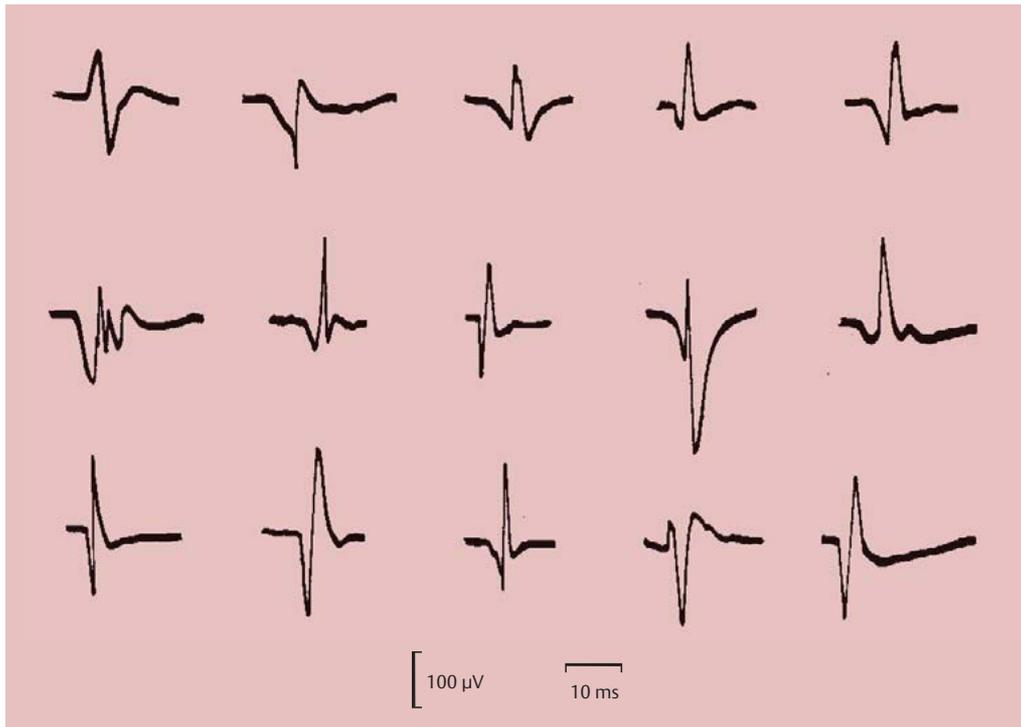
Diese statistische Analyse kann somit nur bei ausgewählten hochkritischen Fragestellungen (z.B. Myopathien, Nachweis einer Prozessgeneralisierung bei Verdacht auf ALS) zur Anwendung kommen. Für den EMG-Anfänger, dem die rasche Beurteilung von MUPs am Bildschirm große Schwierigkeiten bereitet und der dazu neigt, überall „deformierte“ oder polyphasische MUPs zu sehen, hat diese Methode aber fraglos einen **hohen didaktischen und erzieherischen Wert**.

In jedem Fall wäre es aber verfehlt, bei Auswertung der MUP-Parameter allein die statistische Methode einzusetzen. Ein solches Vorgehen müsste ja in der Behauptung gipfeln, dass letztlich jede Form eines MUPs auch im gesunden Muskel vorkommt und nur ihre statistische Verteilung die Grenze zwischen normal und pathologisch markieren würde. Zweifellos aber gibt es Einzelpotenziale, die per se pathologisch sind. So kommen nach eigenen Erfahrungen MUPs mit einer Dauer von über 18 ms kaum vor; polyphasische MUPs, wie sie in ► **Abb. 2.5b** durch einen Kreis markiert sind und in ► **Video 9.66** präsentiert werden, gibt es bei Gesunden nicht, sie sind klar „neurogen“.

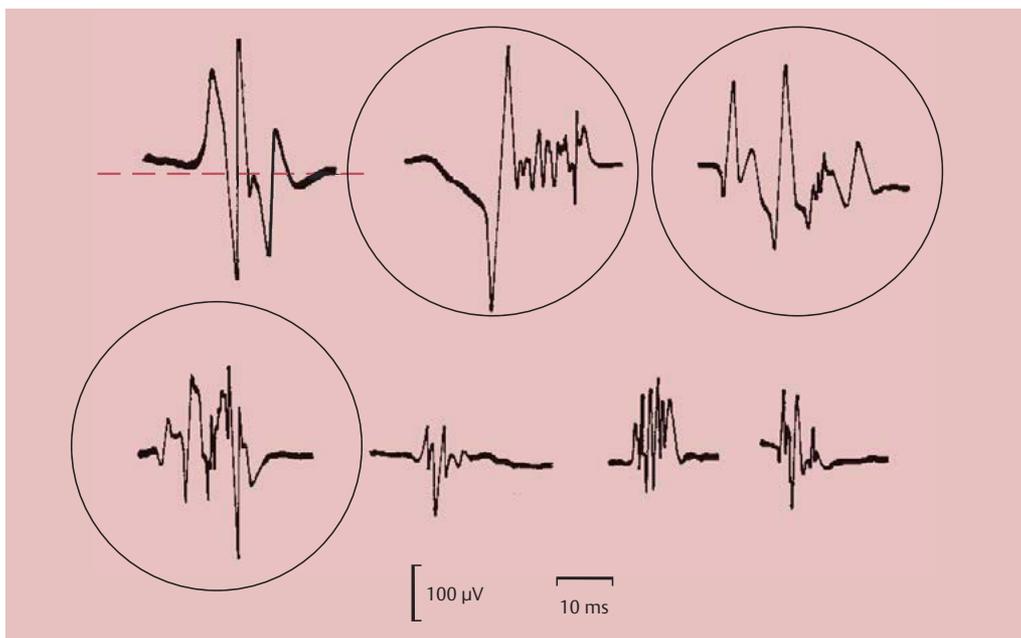
Die **MUP-Amplituden** sind noch variabler als die Dauer. Sie variieren bei ganz leichter Innervation etwa zwischen 100 μV und 2 mV; eine quantitative Analyse hat sich hier nicht als sinnvoll erwiesen.

Abb. 2.5

- a** Bi-, tri- und tetraphasische MUPs eines gesunden Muskels. (Ludin HP. Praktische Elektromyographie. Stuttgart: Enke; 1976)
b Polyphasische MUPs. (Ludin HP. Praktische Elektromyographie. Stuttgart: Enke; 1976)



a



b