

Elektromyografie

Die Elektromyografie (EMG) ist eine elektrophysiologische Methode in der neurologischen Diagnostik, bei der die elektrische Muskelaktivität gemessen wird.

Methoden

Es gibt zwei verschiedene Methoden der Registrierung eines Elektromyogramms:

Oberflächen-EMG

Diese Methode wird mit aufgeklebten Elektroden (z.B. auf die Hautoberfläche) durchgeführt. Hierbei lassen sich jedoch keine Rückschlüsse auf die Aktivität einzelner Muskelfasern ziehen. Die Methode eignet sich eher für die Bestimmung der Zeitverzögerung zwischen Reiz und Muskelkontraktion. Die Messungen der Potentialänderungen auf der Haut mit Oberflächenelektroden sind unpräziser, da diese Technik das Summen-Aktionspotential eines ganzen Muskels oder sogar mehrerer Muskeln misst.

Nadel-EMG

Bei dieser Methode werden kleine Nadeln, die als Elektroden fungieren, direkt in den Muskel gestochen. So ist eine wesentlich genauere Erfassung der Aktivität einzelner Muskelfasern möglich. Hierzu werden Signalverstärker eingesetzt. Computer können diese Spannungsunterschiede auch in akustische Signale umwandeln.

Bei den medizinischen Anwendungen von konzentrischen Nadelelektroden lassen sich die Potentialschwankungen einzelner motorischer Einheiten ableiten. Mit Spezialnadeln lassen sich auch einzelne Muskelfasern erfassen (*Einzelfasermiografie*).

Bei der Durchführung eines EMGs wird die elektrische Aktivität im ruhenden Muskel (*Spontan-Aktivität*) und bei unterschiedlich stark willkürlich kontrahiertem Muskel (*Muskel-Aktionspotentiale*) gemessen.

In der medizinischen Elektrodiagnostik lassen sich durch das EMG Aussagen über Krankheiten der Nerven- und Muskelzellen (Myopathien und Neuropathien) erzielen. In der Biomechanik werden die Zusammenhänge zwischen den Frequenzen oder den Amplituden der registrierten elektrischen Signale und der Kraft eines Muskels untersucht, um etwa die Bewegungen von Sportlern zu optimieren.

Die Aufzeichnung von Nerven-Aktionspotentialen wird als Elektroneurografie (ENG) bezeichnet. Sie wird meist unter dem Oberbegriff Elektromyografie subsumiert.

Signalableitung

Beim intramuskulären EMG wird eine Nadelelektrode oder eine Nadel mit zwei feinen Drahtelektroden durch die Haut in das Muskelgewebe eingeführt. Abhängig von den mechanischen Dimensionen der verwendeten Elektroden lässt sich eine hohe Ortsauflösung und

Aussagen über einzelne Muskelfasern oder eine geringe Ortsauflösung und summarische Aussagen über ganze Muskelgruppen erzielen.

Zur Ableitung der elektrischen Signale des Muskels verwendet man für das routinemäßige, diagnostische EMG in der Neurologie konzentrische Nadelelektroden. Diese Nadeln bestehen aus einem zentralen Leiter (Draht), um den herum eine elektrische Isolationsschicht aufgebracht ist, um die dann die äußere Metallhülle (Rohr) montiert ist. Eine typische EMG-Nadel ist 50 mm lang, hat einen Außendurchmesser von 0,45 mm und an der Spitze einen schrägen Anschliff, der den Mittelleiter isoliert von dem ovalen Anschliff der Metallhülle zeigt. Die Potentialmessung erfolgt zwischen Mittelleiter und Metallhülle. Durch diesen Aufbau werden vor allem spitzennahe Potentialänderungen im Wesentlichen bis zu einer Entfernung von 1–2 Millimetern erfasst. Damit ist eine sehr gezielte Diagnostik möglich. Bei der Einzelfaserelektromyografie mit Spezialnadeln beträgt der erfasste Halbradius sogar nur 0,2–0,3 mm. Für Spezialzwecke werden auch monopolare Elektroden verwendet. Diese Elektroden bestehen aus einer meist Teflon-isolierten Nadel, deren Metall nur an der Spitze freiliegt. Die Spannung wird gegen eine separate Referenzelektrode (meist Flächenelektrode auf der Haut) gemessen.

Verstärkung

Die Potentialquelle des EMG ist das Membranpotential der Muskelzelle, innen -70 mV gegenüber außen. Bei Erregung einer Muskelzelle öffnen sich Ionenkanäle und führen zu einer kurzzeitigen (ca. 1 ms) und lokalen Umkehr des Membranpotentials. Diese Potentialänderung ist messbar. Welche Potentialdifferenz der Eingangsverstärker des Elektromyographen dabei erfasst, ist physikalischen und physiologischen und pathologischen Faktoren abhängig: von der Entfernung der Elektrode von der Signalquelle (Abschwächung mit der dritten Potenz der Entfernung), von der Anzahl und Art der gleichzeitig aktiven Muskelfasern, von der räumlichen Anordnung von leitenden und isolierenden Gewebekomponenten (Blutleiter = gute Leiter, Fett = schlechter Leiter) und vielen anderen Faktoren mehr. Es resultiert ein sehr komplexes, elektrisches Feld. Das Messergebnis wird sowohl von kapazitiven als auch ohmschen Widerständen bestimmt. Im Resultat wird in einer typischen medizinisch neurologischen Messanordnung für ein EMG ein Signal gemessen, das Potentiale im Bereich von 50 μ V bis zu einigen Millivolt erfasst. Die Entladungen einzelner motorischer Einheiten stellen sich dann als Potentialschwankungen von etwa 10 ms Dauer dar und enthalten Frequenzkomponenten bis einige Kilohertz. Es werden elektrisch rauscharme, potentialfreie Instrumentenverstärker mit sehr hohem Eingangswiderstand verwendet (typisch: 200 MOhm Eingangsimpedanz, Rauschpegel (noise) 0,7 μ V RMS, Gleichtaktunterdrückung >100 dB).

Spontanaktivität

Bei vollständiger Entspannung eines Skelettmuskels gelangen keine Nervenaktionspotentiale über den versorgenden Nerven zum Muskel. Der Muskel ist schlaff. Die Muskelfasern eines gesunden Skelettmuskels, der keine erregenden Nervenpulse erhält, zeigen dann ein konstantes Membranpotential, das sich bei der Registrierung als horizontale Linie darstellt. Unter krankhaften Bedingungen kann eine Spontanaktivität (Eigenaktivität) der Muskelfasern

vorliegen. Diese Spontanaktivität äußert sich in verschiedenen Formen, die sich hinsichtlich der Frequenz- und Amplitudenwerte unterscheiden lassen. Von der Spontanaktivität zu trennen ist die Einstichaktivität. Sie entsteht bei der Verwendung von Nadelelektroden und wird durch eine vorübergehende mechanische Irritation der Muskelzelle erklärt.

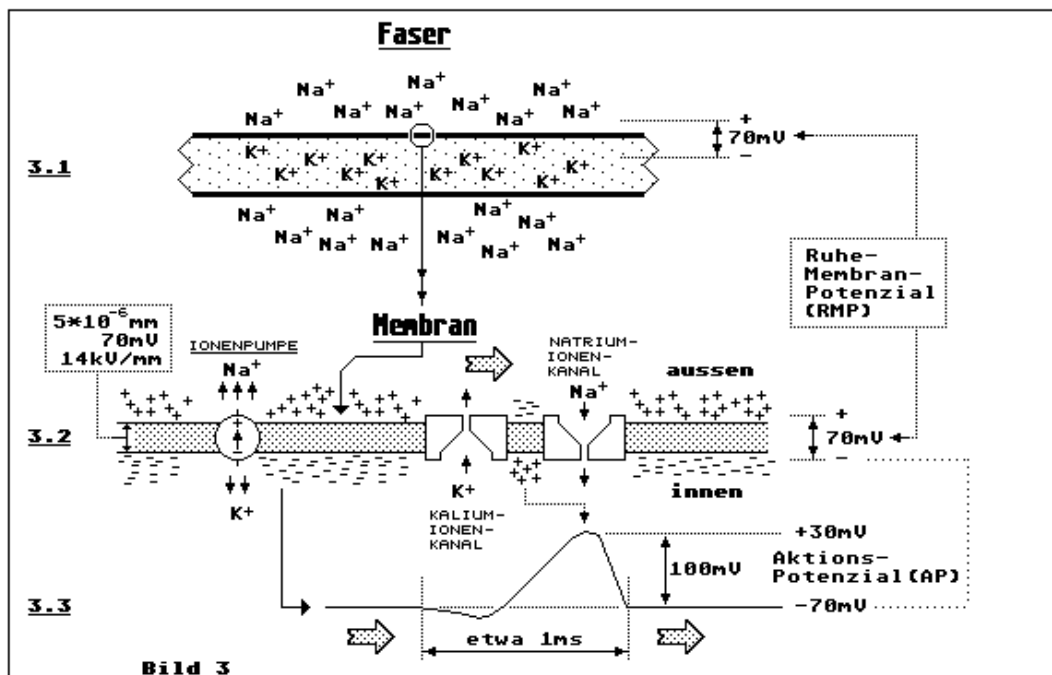
Aktionspotentiale motorischer Einheiten (MUAP)

Jede Nervenfasern verzweigt sich nach dem Eintritt in den Muskel in mehrere Endaufzweigungen, die über die motorischen Endplatten jeweils eine Muskelfaser innervieren. Ein einzelnes, fortgeleitetes Aktionspotential einer einzigen motorischen Einheit löst daher in mehreren Muskelfasern fast gleichzeitig eine Depolarisation (Aktionspotential) und folgend eine Kontraktion aus. Die Summe der Depolarisationen einer motorischen Einheit lässt sich im EMG als ein charakteristischer Ausschlag bei der Registrierung beobachten. Die Höhe des Ausschlags gibt dabei ein grobes Maß für die Anzahl der innervierten Muskelfasern (große versus kleine motorische Einheit). Die Dauer des Potentials kann Hinweise darauf geben, ob alle Muskelfasern synchron entladen oder ob es Verzögerungen in einzelnen Endaufzweigungen gibt in Abhängigkeit von Alter, Typ des Muskels und Muskelgruppe. Die Ergebnisse werden mit Normwerten verglichen, um Aussagen über mögliche Erkrankungen zu erhalten. Der Normwert für die Dauer im mittleren Alter beträgt 8 bis 10 ms und für die Amplitude 1 bis 3 mV.

Motorische Einheiten

Motorische Nervenzellen treten in den Hirnnerven und im Rückenmark auf deren Fasern an Muskelzellen enden. Man nennt eine motorische Nervenzelle mit allen Muskelfasern, die sie innerviert, eine motorische Einheit.

Elektrische Signale



Teilbild 3.1 zeigt den vereinfachten schematischen Aufbau einer Muskelfaser. Der Innenraum ist mehr angereichert mit Kalium- und den Außenbereich mehr mit Natriumionen. Dies erzeugt zwischen Innenraum und Außenbereich der Faser eine Ruhegleichspannung von etwa -70 mV (Ruhemembranpotenzial, RMP). Diese Spannung wird durch sogenannte Ionenpumpen, wie Teilbild 3.2 illustriert, aufrechterhalten. Diese pumpen jeweils zwei Kaliumionen in den Innenraum und drei Natriumionen in den Außenbereich. Dadurch entsteht außen ein positiver Ladungsüberschuss. Die Ionenpumpen werden durch Stoffwechselforgänge angetrieben.

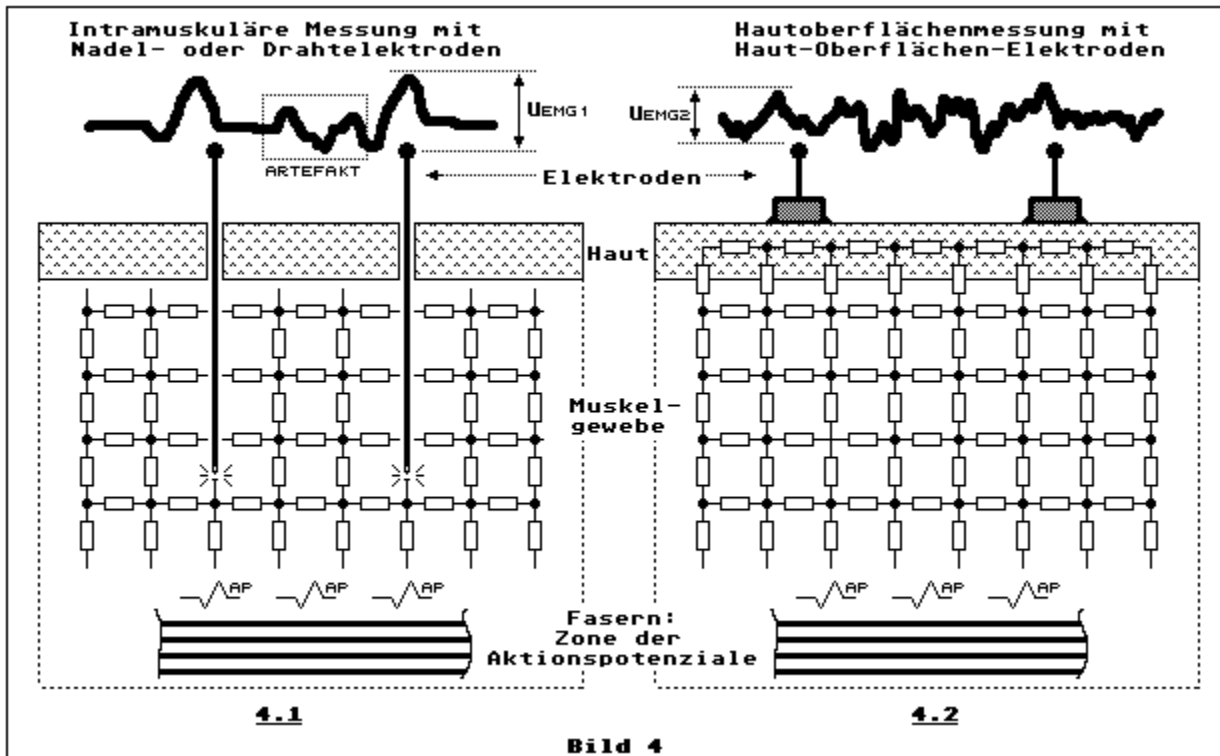
Wenn eine motorische Nervenzelle einen Muskel zur Kontraktion anregen soll, müssen auf der Faser APs übertragen werden. Dazu werden der Faser entlang jeweils nacheinander Natrium- und Kaliumionenkanäle geöffnet und geschlossen (Teilbild 3.2). Dieser Prozess setzt sich in Richtung des punktierten Pfeiles fort. Öffnet sich der Natriumionenkanal, wird lokal der Innenraum mit positiver Ladung überflutet. Dadurch steigt die Spannung sprunghaft von etwa -70 mV auf etwa $+30\text{ mV}$ an. Die Amplitude beträgt etwa 100 mV (Teilbild 3.3). Gleich danach öffnet sich der Kaliumionenkanal und der Ladungsausgleich findet statt. Dort wo vorher der Impuls (AP) war, stellt sich erneut das RMP von -70 mV wieder ein. Der Natrium-/Kalium-Ionenaustausch und das AP breitet sich entlang der Faser in Richtung motorische Endplatte aus, wo der Muskel angeregt wird.

Daten: die Fasermembran hat eine Dicke von etwa 5 Nanometern . Bei einem RMP von nur gerade -70 mV , ergibt dies eine enorme elektrische Feldstärke von 14 kV/mm welche diese Membran isolieren muss. Wenn sich die Natriumionen- und Kaliumionenkanäle nacheinander öffnen um das AP zu erzeugen, dann öffnen sich diese Kanäle mit einem Durchmesser von nur etwa 0.5 Nanometern .

Der Außenbereich der Faser ist mit einer Proteinhülle als elektrischer Isolator umgeben, den man Myelinhülle nennt. Zwischen definierten Faserabschnitten gibt es Stellen an der diese Schicht dünner und eingeschnürt ist (Ranvierscher Schnürring). Das AP springt von einem Schnürring zum nächsten und pflanzt sich so sehr schnell fort. Die Multiplesklerose-Krankheit (MS) besteht im Prinzip darin, dass sich die Myelinhülle fortschreitend auflöst und so die APs nicht mehr vollständig oder zu langsam übertragen werden.

Messung von Aktionspotenzialen

Um ein elektrisches Signal so zu gewinnen, dass es erkennbar die Form des AP einer Faser entspricht, muss intramuskulär mit Nadel- oder ultrafeinen Drahtelektroden gemessen werden. Teilbild 4.1 illustriert dies schematisch stark vereinfacht. Viele Fasern erzeugen APs. Je mehr von diesen Impulsen pro Zeiteinheit übertragen werden, je höher also diese Impulsfrequenz ist, umso aktiver arbeitet der Muskel. Oft überlagern sich jedoch erwünschte APs mit denen von benachbarten Fasern und Störsignale (Teilbild 4.1). Man nennt diese unerwünschten Signale Artefakte.



Das skizzierte Widerstandsnetzwerk ist in Wirklichkeit dreidimensional. Es illustriert sehr grob die Struktur des elektrischen Widerstandes im Muskelgewebe. Die Amplitude des AP nimmt mit zunehmender Entfernung zur Quelle (Faser) ab, da der Innenwiderstand des Gewebes als variabler Spannungsteiler wirkt und der Widerstand zwischen den Elektrodenpaaren und den Fasern zunimmt. Gleichzeitig nimmt die mit dem Abstand zur Faser auch die Frequenzbandbreite des Signales ab. Während die intramuskulären Messung (Teilbild 4.1) eine Bandbreite von 3 bis 6 kHz erfordert, ist für eine Messung mittels Hautoberflächenelektroden (Teilbild 4.2) eine Bandbreite von weniger als 1 kHz meist mehr als ausreichend. Es spielen nicht nur resistive, sondern auch kapazitive Anteile im Muskelgewebe und bei der Haut (Teilbild 4.2) eine maßgebliche Rolle. Dieser Widerstands/Kapazitäts-Komplex hat die Eigenschaft eines Tiefpassfilters.

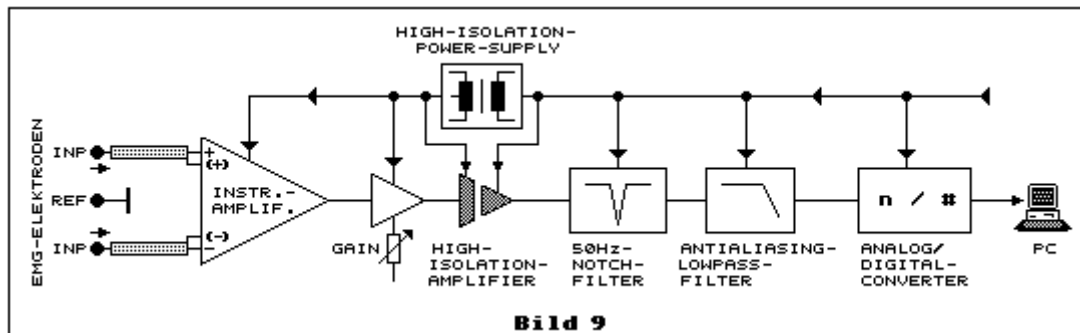
Die Spannung U_{EMG1} , welche intramuskulär gemessen wird, kann leicht Werte bis 1 mV oder mehr annehmen, Von Bedeutung sind die Spannungsspitzenwerte. Die Spannung U_{EMG2} , welche an der Hautoberfläche gemessen wird, liegt bestenfalls im 100- μ V-Bereich wobei es sich um Mittelwert-Spannungen handelt.

Die intramuskuläre Messung mittels Nadel- oder Drahtelektroden, dient der Erkennung von Erkrankungen an Muskeln (Myopathien) durch EMG-Signalmuster. Es werden primär EMG-Signale aufgezeichnet und anschließend analysiert. In der Analyse liegt die Haupttätigkeit, die zunächst darin besteht, dass man verwertbare EMG-Signalmuster von Artefakten unterscheidet.

Mit Haut-Oberflächenelektroden kann man kaum EMG-Analyse betreiben, weil die Wieder-

gabe der APs ist nicht möglich. Auf Grund der Überlagerung sehr vieler solcher Impulse zeigt sich ein chaotisches Signalmuster und man misst einen Mittelspannungswert der die Anspannungskraft des Muskels wiedergibt. Diese EMG-Spannung steigt, wenn die Frequenz der APs zunimmt, und diese Zunahme verursacht eine stärkere Muskelkontraktion. Ist der Muskel entspannt, ist APs-Frequenz und damit die mittlere EMG-Spannung niedrig. Das Muskelgewebe zeigt die Eigenschaft eines passiven Tiefpassfilters.

Hardware



Auf der linken Seite befinden sich die Anschlüsse der EMG-Elektroden, die Messelektroden und die Referenzelektrode. Der nachfolgende Instrumentationsverstärker verstärkt die symmetrische EMG-Spannung und erzeugt aus ihr eine asymmetrische GND-bezogene EMG-Spannung.

Jede EMG-Messleitung ist separat abgeschirmt und die Abschirmungen sind nicht etwa mit dem GND der Messschaltung verbunden, sondern einzeln mit dem (+) und (-) Eingang. Den jeweiligen Eingängen folgt ein zusätzlicher sehr rauscharmer Impedanzwandler und dessen Ausgang zum Eingang zurückgeführt wird. Die Abschirmung hat somit die exakt selbe EMG-Spannung und Phasenlage wie die Signalleitung in ihr, wodurch die Abschirmung/Innenleiter-Kapazität eliminiert wird. Es kommt durch diese Kapazität mit der hohen Quellimpedanz einer ultrafeinen Drahtelektrode nicht zu unzulässig starken Begrenzungen der Frequenzbandbreite. Die Abschirmungswirkung gegenüber äußeren elektrischen Fremdfeldern, wie 50-Hz-Netzbrumm, bleibt genauso wirksam, weil die Impedanz am Ausgang des Impedanzwandlers, der die Abschirmung treibt, fast genau so niederohmig ist, wie wenn die Abschirmung direkt mit dem GND der Schaltung verbunden ist.

Auf den Instrument-Operationsverstärker folgt ein steuerbarer Verstärker (Ansteuerung oft computergestützt). Diese Steuerung muss allerdings so ausgelegt sein, dass sie die medizinischen Kriterien der sauberen galvanischen Trennung gleich gut erfüllt, wie dies beim Netzteil (High-Isolation-Powersupply) und beim nachfolgenden Trennverstärker (High-Isolation-Amplifier) verlangt wird. Auf den Isolations-Trennverstärker folgt vorzugsweise ein 50-Hz-Notchfilter, das zusätzlich dafür sorgt, dass 50-Hz-Netzbrummspannungen unterdrückt werden. Die symmetrische Messmethode alleine schafft dies nicht ausreichend. Danach folgt ein steiles Antialiasing-Tiefpassfilter wegen dem nachfolgenden Analog/Digital-Wandler, der dem Computer das digitalisierte EMG-Signal liefert.