



In diesem Artikel werden wir Dir einen Überblick über die Anwendungen der Elektromyographie geben. Wir erklären Dir, was Elektromyographie eigentlich ist, was die grundlegenden Prinzipien sind und wo, weshalb und vor allem wie sie angewandt wird. Viel Spaß beim Lesen und Lernen!

1. [Was ist Electromyographie \(EMG\)?](#)
2. [Grundlegende Prinzipien](#)
3. [Einflüsse auf das sEMG Signal und wie man sie reduziert](#)
4. [Messvorbereitung](#)
5. [Nachbearbeitung](#)
6. [Datenanalyse](#)
7. [Fazit und wo Du weitere Informationen finden kannst](#)
8. [Referenzen](#)

## 1. Was ist Electromyographie (EMG)?

„Electromyography (EMG) is an experimental technique concerned with the development, recording and analysis of myoelectric signals. Myoelectric signals are formed by physiological variations in the state of muscle fiber membranes.“ (Basmajian, J.V. & De Luca, C.J., 1985).

Auf Deutsch gesagt: Das EMG misst eben die elektrischen Signale, die die Muskelkontraktion auslösen. Dies ermöglicht eine direkte Untersuchung der Arbeit einzelner Muskeln und hat deshalb in der angewandten Wissenschaft viele Anwendungen gefunden:

[Medizin](#)

[Rehabilitation](#)

[Ergonomie](#)

[Sportwissenschaft](#)

Generell können drei unterschiedliche Parameter mit Hilfe der Elektromyographie erhoben werden:

1. Timing – Wann ist ein Muskel aktiviert?
2. Kraft – Wie stark kontrahiert ein Muskel?



### 3. Ermüdung – Kann ein Muskel seine volle Leistung abrufen?

In der Biomechanik hat die Oberflächen Elektromyographie (sEMG – aus dem Englischen „surface“) einen besonderen Stellenwert. Bei dieser Methode werden elektrische Signale mit Hilfe von auf die Haut geklebten Elektroden gemessen. Dies hat, im Gegensatz zu sogenannten intramuskulären EMGs, bei denen die Elektroden mit einer Nadel direkt in den entsprechenden Muskel gestochen werden, einen großen Vorteil: Sie ist nicht-invasiv. Dadurch resultiert, dass sich der Proband/der Patient wesentlich freier bewegen kann. Allerdings bringt sEMG auch einige Nachteile mit sich, doch dazu und zu den drei Parametern später mehr.

## 2. Grundlegende Prinzipien

Wie oben beschrieben, verwenden wir Elektromyographie, um das elektrische Signal aufzunehmen, das zur Einleitung der Muskelkontraktion dient. Dieses Signal ist das sogenannte **Aktionspotential (AP)**, das von den Nervenzellen über motorische Endplatten zum Muskel geleitet wird. Die Größe der dabei entstehenden Depolarisationszone wird in der Literatur mit etwa 1-3mm<sup>2</sup> beschrieben. Nach der ursprünglichen Erregung verschiebt sich diese Zone als MUAP (aus dem englischen „Motor Unit Action Potential“) mit einer Geschwindigkeit von 2-6 m/s entlang der Muskelfaser. Platziert man nun eine Elektrode über den zu untersuchenden Muskel, wird nach der Innervation zunächst die Depolarisation und anschließend eine Repolarisation in Form einer bipolaren Spannungsänderung gemessen.

Allerdings ist es unter normalen Bedingungen äußerst selten, dass eine einzelne motorische Einheit, bestehend aus einer motorischen Endplatte und einer oder mehrerer Muskelfasern, innerviert wird. Denn in der Regel „feuern“ mehrere motorische Einheiten und bringen den Muskel dadurch zum Zucken. Die Elektromyographie ist dabei allerdings nicht in der Lage, alle MUAPs differenziert zu betrachten und aufzunehmen und es kommt zu einer Überlagerung der Signale (Abb. 1). Das resultierende EMG Signal ist bipolar mit einer symmetrischen Verteilung von positiven und negativen Werten, was dazu führt, dass der Durchschnittswert bei null liegt. Die Amplitude des sEMG-Signals liegt in einem Bereich von  $\mu\text{V}$  bis zu niedrigen mV. Aufgrund dieser der schwachen Amplitude ist es notwendig, dass das Signal durch Verstärker im Bereich von 1000 bis 10000 verstärkt werden muss. Die energetische Verteilung des EMG-Signals liegt im Wesentlichen im Frequenzbereich von 0 bis



500 Hz, wobei die dominierenden Komponenten im Bereich von 50-150 Hz liegen.

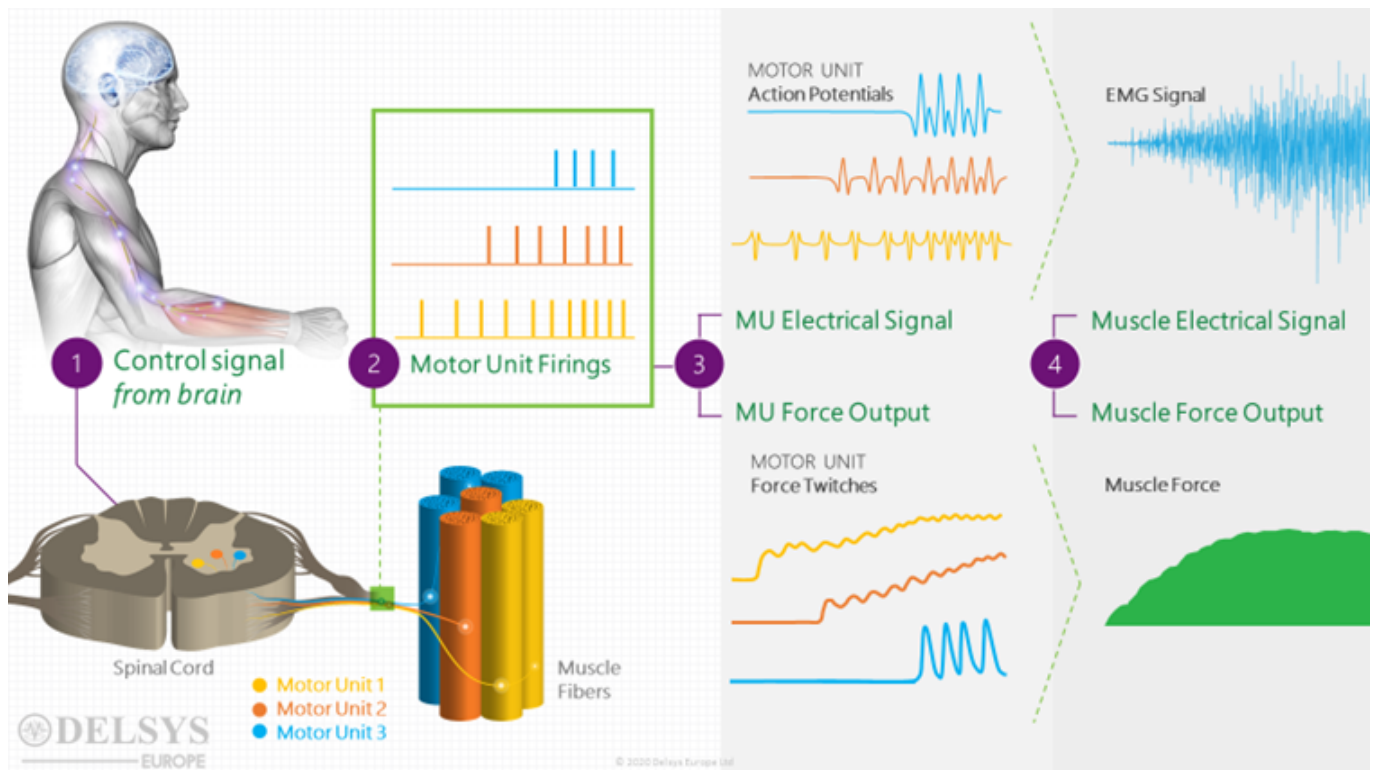


Abbildung 1: 1) Das erste Steuersignal zur Kontraktion eines Muskels erreicht vom Gehirn aus das Rückenmark. 2) Das Signal wird an mehrere motorische Einheiten weitergeleitet. 3) Das Signal erreicht den Muskel und wird in ein MUAP umgewandelt. Der Muskel kontrahiert sich und erzeugt eine Muskelkraft. 4) Überlagerung der einzelnen MUAPs und ihrer Summe als resultierendes EMG-Signal. Die Summe der MUAPs bestimmt die Gesamtmuskelkraft.

### 3. Einflüsse auf das EMG Signal und wie man sie reduziert

Wie oben bereits angemerkt, bringt die Verwendung von Oberflächenelektroden nicht nur Vorteile, sondern auch eine Reihe an Nachteilen mit sich. Diese sind hauptsächlich von Einflussfaktoren geprägt, welche sich auf das Erscheinungsbild des EMG Signals auswirken und somit die Auswertung beeinflussen. Nicht selten kommt es zur sogenannten Rauschkontamination oder zum Übersprechen anderer Muskeln. Diese Störungen des EMG Signals können verschiedene Quellen haben, können aber auch mit Hilfe der richtigen Technik oder Methoden verhindert oder zumindest reduziert werden:

#### Physiologisches Rauschen



Umgebungsrauschen

Grundrauschen

Bewegungsartefakte

Übersprechen anderer Muskeln

Fettgewebe

Relative Bewegung zwischen Haut und Muskel

In summary, the quality of the EMG signal depends on the sensor type, the quality and type of amplification, the sensor placement, and the electrode-skin interface. If you do not have a budget left in your lab to purchase the latest sEMG and amplifier technology, you will have to work with what you have available. However, you can still influence the last two points. These play a central role in the preparation of your measurements and have an enormous impact on the quality of your data.

#### 4. Messvorbereitung

Nun, da Du weißt, was dein sEMG Signal alles beeinflussen kann, können wir uns der Vorbereitung für Deine sEMG Messung widmen. Generell sollten hierbei zwei Fragen beantwortet werden: 1) Wo und wie montiert man die Elektroden am Körper? 2) Wie bereite ich die Haut vor? Beide Fragen sollen mit dem Hintergedanken beantwortet werden, dass wir versuchen sollten, die Einflüsse auf das sEMG Signal möglichst gering zu halten, um so die bestmögliche Qualität des Signals zu erreichen.

Wo und wie montiert man die Elektroden am Körper?

Bei der Platzierung der Elektroden solltest Du immer versuchen, möglichst die Mitte des Muskelbauchs zu treffen. Das ist wichtig, denn platzierst du den Sensor zu weit außen, zu nah am myotendinösen Übergang oder in der Innervationszone (welche meist in der Muskelperipherie aufzufinden sind. Zur genauen Lokalisierung erscheint demnächst ein separater Artikel), so verkleinert sich die Signalamplitude. Dies verringert ebenfalls das Übersprechen anderer Muskeln auf das gewollte sEMG Signal. Platziert man also den Sensor mittig und erhält dadurch eine große Signalamplitude, so verbessert sich auch das Verhältnis



von Signal und Rauschen, da die Amplitude des Rauschens unabhängig von der Platzierung des Sensors ist.

Wie oben bereits beschrieben, solltest Du immer zwei Elektroden pro Sensor verwenden, sodass das Umgebungsrauschen auf ein Minimum reduziert wird. Diese sollten entlang der Muskelfasern ausgerichtet sein, sodass die MUAPs zuerst die eine und dann die andere Elektrode erreichen. Achte hierbei also unbedingt auf die Ausrichtung der Muskelfasern und den Fiederungswinkel des entsprechenden Muskels. Der Abstand beider Elektroden sollte (wenn nicht sowieso durch den Sensor gegeben) möglichst konstant gehalten werden. Die Amplitude des sEMG Signals ist nämlich direkt proportional und die Bandbreite inverse proportional zum Interelektrodenabstand. Hält man dies nicht konstant, verliert der Vergleich zwischen verschiedenen Muskeln an Aussagekraft. **Als generelle Faustformel kann man einen Abstand beider Elektroden von 10mm annehmen.**

Wie bereite ich die Haut vor?

Die Qualität des sEMG-Signals hängt stark von den Gegebenheiten der Schnittstelle zwischen Haut und Sensor ab. Eine Vorbereitung der Haut ist dabei essenziell. Hierbei geht es darum, den Widerstand der Haut möglichst zu minimieren, um ein genaues Abgreifen des sEMG-Signals zu ermöglichen (moderne Verstärker sind i.d.R. für Hautimpedanzpegel zwischen 5 und 50 kOhm ausgelegt). Generell gibt es bei der Hautvorbereitung zwei Punkte zu beachten. Der erste ist, dass Du an der Stelle, an der der Sensor angebracht werden soll, sämtliche Haare entfernen solltest. Besonders wenn der Proband/der Patient sehr eine hohe Schweißproduktion aufweist oder du stark dynamische Bewegungen analysieren möchtest, beugt das Rasieren ein Ablösen der Elektroden vor. Benutze aus hygienischen Gründen am besten Einmalrasierer, die Du nach dem Gebrauch direkt entsorgst.

Der zweite Punkt ist das Säubern der Haut. Dabei geht es darum, abgestorben Hautzellen, welche einen hohen Widerstand aufweisen, zu entfernen sowie die Haut von Schmutz und Schweiß zu reinigen. In den meisten Fällen reicht es vollkommen aus, die Haut mit einem in reinem Alkohol getränktem Tuch leicht abzureiben. Sollte das noch nicht ausreichen, kannst Du sehr feines Schmirgelpapier benutzen, um die oberen Hautzellen zu entfernen (vorsichtig,



um den Probanden/den Patienten nicht zu verletzen). Ob das überhaupt nötig ist, kannst du relativ leicht überprüfen, indem Du den Widerstand zwischen den Elektroden misst. Das kannst du z.B. tun, indem Du die auf die Haut geklebten Elektroden an ein Multimeter anschließt und dieses auf Widerstandsmessung einstellst. Als grobe Orientierung, um die Werte des Widerstands einzuschätzen kann folgende Tabelle dienen:

Widerstand (kOhm)	Einschätzung
1 – 5	Sehr gute Bedingungen
5 – 10	Gut und empfohlen
10 – 30	Akzeptierbar für einfache Testbedingungen
30 – 50	Weniger gut, eventuell Haut erneut reinigen
> 50	Sollte vermieden werden, Haut definitiv erneut reinigen

Tabelle 1: Empfehlungen für Elektroden-/Hautimpedanzbereiche (Konrad, 2008)

Um einen Gesamtüberblick über die Signalqualität zu erhalten, empfiehlt es sich, das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR, aus dem Englischen „Signal-to-Noise Ratio“) zu berechnen und zu überprüfen. Dieses wird wie folgt berechnet:

$$\text{SNR} = \frac{\text{sEMG:Amplitude}}{\text{Grundrauschen:Amplitude}}$$

Mit der folgenden Tabelle kannst Du Deine errechneten SNR Werte bewerten:

SNR	Einschätzung
$\geq 30$	Exzellent
10 – 30	Gut
2 – 10	Akzeptabel
$\leq 1$	Inakzeptabel

Tabelle 2: Empfehlungen für SNR-Bereiche

Wenn Du Dich in einem inakzeptablen Bereich befindest, solltest Du nochmals überprüfen, ob Du alle Rauschquellen bestmöglich eliminiert hast.

Alles vorbereitet? Dann kann es mit der Messung losgehen! Was Du genau messen solltest, hängt eindeutig von der wissenschaftlichen Fragestellung, welche Du beantworten willst, ab.



Letztendlich möchtest Du immer einen oder mehrere der drei anfänglich genannten Parameter bestimmen. Für jeden dieser Parameter gibt es im Studiendesign einige Punkte zu beachten. Was diese Punkte sind und wie man die Daten danach auswerten kann, ist unter [Datenanalyse](#) zu finden.

## 5. Daten erhoben und was nun? – Nachbearbeitung!

Aus den rohen sEMG Daten lässt sich zwar schon ein grober Überblick über die Kontraktionen und Bewegungen der untersuchten Muskeln ableiten (z.B. kannst Du sehen, wann die Amplitude größer wird und wann somit eine Kontraktion stattfand, oder wie groß verschiedene Amplituden im Vergleich sind), aber bevor wir genaue und standardisierte Datenanalyse durchführen können, müssen wir ein paar Schritte in der Nachbearbeitung der Daten vollziehen.

**Tipp: Stelle sicher, dass du möglichst das Rohsignal separiert abspeicherst, sodass du eventuelle Fehler einfach rückgängig machen und Frequenzanalysen des Rohsignals durchführen kannst!**

### 1. Gleichrichtung

Wie oben bereits beschrieben, ist das rohe EMG Signal bipolar mit einer symmetrischen Verteilung von positiven und negativen Spannungswerten. Möchte man später verschiedene EMG Bursts miteinander vergleichen, kann man also nicht einfach den Mittelwert aller Datenpunkte für den Vergleich benutzen, denn dieser ist gleich null. Um einen Vergleich zu ermöglichen, ist der erste Schritt in der Regel eine Gleichrichtung des Signals. Hierzu nimmt man den Betrag aller gemessenen Datenpunkte, sodass alle Werte positiv sind.

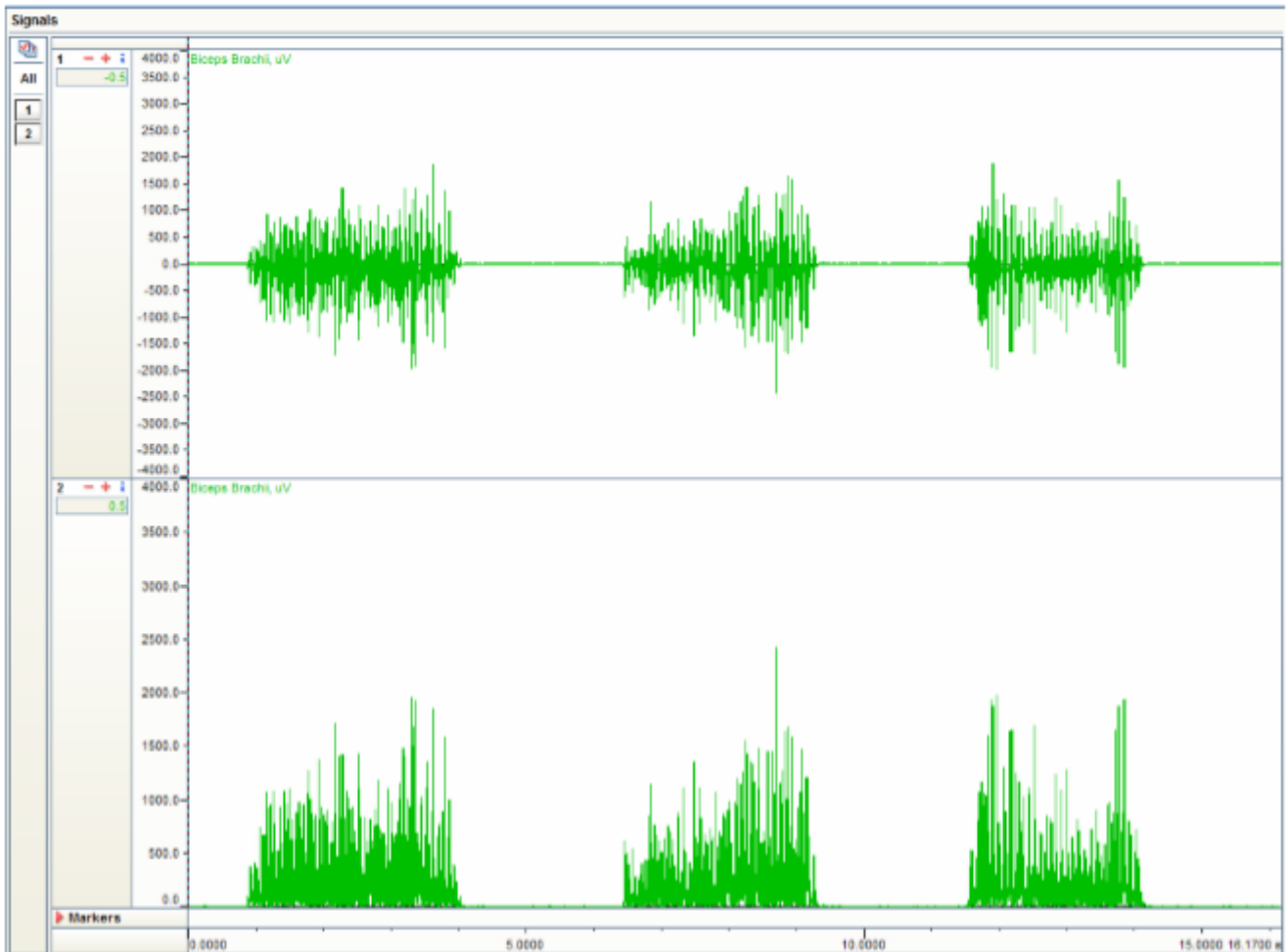


Abbildung 7: Oben: Rohes sEMG Signal. Unten: Gleichgerichtetes sEMG Signal (Konrad, 2005).

## 2. Glättung

Aufgrund der sich willkürlich überlagernden MUAPs während der Muskelkontraktion kommt es zu zufälligen Interferenzmustern im Rohsignal des EMGs, weshalb Ausschläge einzeln betrachtet keine große Aussagekraft über das Arbeiten der Muskulatur geben können. Um diesem entgegen zu wirken und die Aussagekraft zu steigern, glättet man das EMG Signal. Dazu wird in der Regel die mittlere Wurzel der quadrierten Rohwerte (die RMS-Werte, aus dem englischen „Root Mean Squares“) für ein bestimmtes Zeitintervall entlang der Kurve mithilfe des folgenden Algorithmus berechnet:





$$f_{\text{rms}} = \sqrt{\frac{1}{T_2 - T_1} \int_{T_1}^{T_2} [f(t)]^2 dt}$$

Das sieht erstmal kompliziert aus, ist aber eigentlich leichter als es auf den ersten Blick erscheint. Daher versuchen wir mal die Formel aufzuteilen: **F(t)** beschreibt die das rohe sEMG Signal. Dieses wird zunächst quadriert und danach die Wurzel gezogen, was der Gleichrichtung des Rohsignals (wie in Punkt 1 beschrieben) dient. Anders als bei einfachen quadratischen Mittelwerten, bei denen man einfach alle quadrierten Werte gemittelt werden und die Wurzel daraus das Ergebnis liefert, muss man fortlaufenden Werten, wie das sEMG, anders vorgehen. Man legt zunächst ein Zeitintervall ( $T_2 - T_1$ ) fest, welches bei kinesiologischen Studien ungefähr 20ms (für sehr schnelle Bewegungen) bis zu 500ms (langsame oder statische Bewegungen) beträgt. Nun müssen die Werte über den betrachteten Bereich integriert werden. Dieses Zeitfenster wird nun für jeden Wert des sEMGs berechnet, was in der Praxis so aussehen könnte:

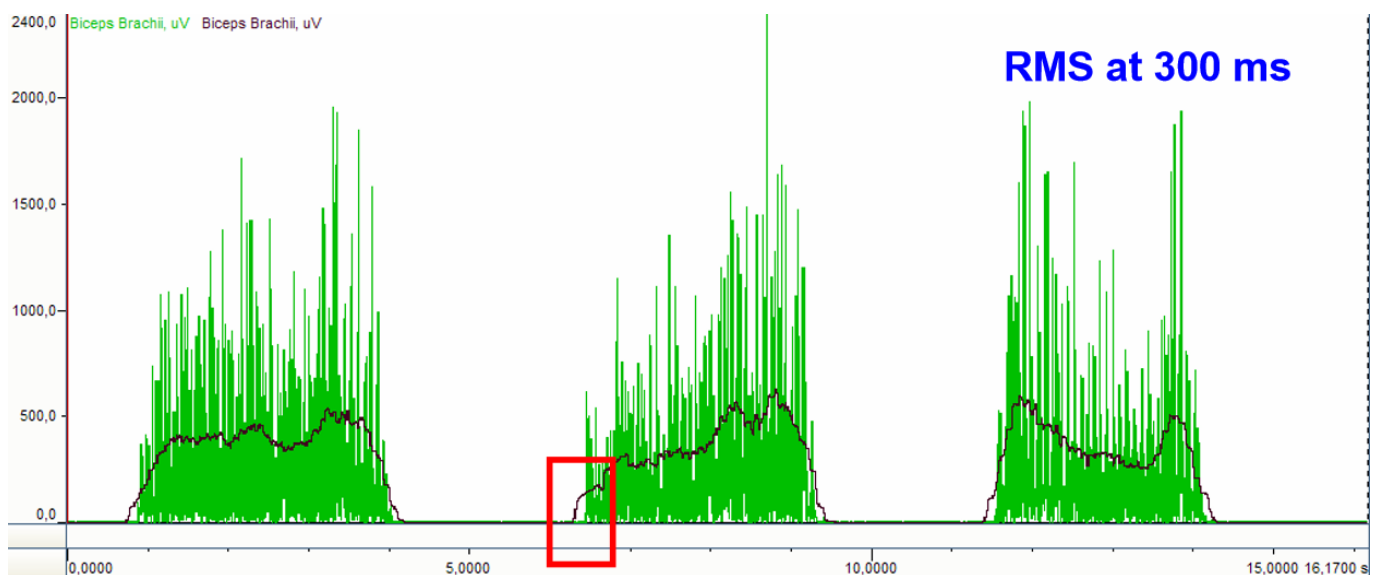


Abbildung 8: Gleichgerichtetes Rohsignal (grün) und mit RMS geglättetes Signal. Der rote Kasten zeigt die Gefahr der Phasenverschiebung bei zu großem Zeitintervall (Konrad, 2005).

Je größer Du dabei das Zeitfenster wählst, desto größer ist die Gefahr, dass Du bei der Timing Analyse von schnell ansteigenden sEMG Signalen eine Ansteuerung des Muskels zu früh deutest (siehe roten Kasten in Abb. 5).

Aber keine Sorge, mit Hilfe von Software ist die RMS Berechnung im Handumdrehen



geschafft.

### 3. Filterung

Wie bereits am Anfang beschrieben, überlagern sich im sEMG Signal sämtliche Frequenzen im Bereich von 0-500Hz, wobei sich der größten Komponenten im Bereich von 50-150Hz befinden. Mit im Rohsignal des sEMGs befinden sich alle oben benannten Arten des Rauschens wie in Abbildung 9 anhand von Bewegungsartefakten dargestellt.

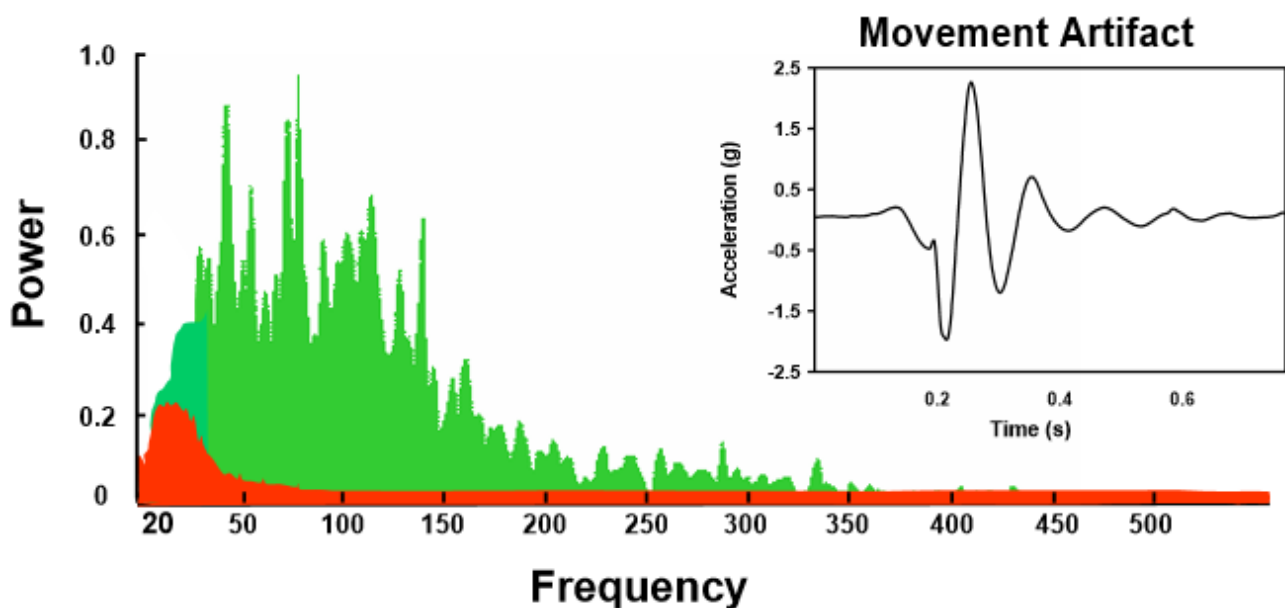


Figure 9: Green area: Frequency power spectrum of the sEMG signal of a relatively slight contraction (~10% of the maximum random contraction). Red area: frequency power spectrum of motion artifacts.

Diese weisen Frequenzen von 0 bis weit über denen des sEMG Signals hinaus auf, wobei sich der Hauptteil im niedrigen Frequenzbereich befindet (je nach Art des Rauschens unterschiedlich, aber nicht höher als 50Hz). Daher macht es für die spätere Frequenzanalyse Sinn, einen Teil der niedrigen Frequenzen und alles über 500Hz zu herauszufiltern. Dies wird mit einem sogenannten Bandpassfiltern (eine Mischung aus Hoch- und Tiefpass Filter), welche meist schon im Verstärker verbaut sind, getan. Darüber, was die geeignetste untere Grenzfrequenz ist, findet man in der Literatur diverse Angaben zwischen 10 und 20Hz. Dabei



argumentieren einige, dass bei zu hohen Grenzfrequenzen zu viel des sEMG Signals herausgefiltert wird, was sich wiederum auf das Leistungsspektrum des Signals auswirkt (SENIAM). Andere können belegen, dass man bei 20Hz kaum mehr sEMG Frequenzen filtert, dafür aber bis zu 10% weniger Rauschen aufzeichnet (Delsys, 2008).

**Generell sind Bandpassfilter die einzige Art der Filterung, die durchgeführt werden sollte.** Wenn Dein sEMG Signal von einem EKG Signal gestört wird, könnte man meinen, es wäre eine Schlaue Idee, das EKG Signal zu analysieren und die entsprechenden Frequenzen aus dem EMG Signal heraus zu filtern (sog. Kerbfilter). Doch dies ist leider ein Trugschluss, denn dies würde zu viel der EMG-Leistung löschen.

## 6. Datenanalyse

Nachdem Du alle Einflüsse auf das sEMG Signal minimiert, Deine Daten aufgezeichnet und nachbearbeitet hast, kommt es endlich zur Analyse und somit zu der Generierung von tatsächlichen, wissenschaftlichen Ergebnissen. Wie ganz zu Anfang bereits erwähnt, gibt es drei Hauptparameter, die sich aus der Elektromyographie ableiten lassen: Timing, Kraft und Ermüdung. Jeder Parameter wird anders aus dem sEMG Signal abgeleitet und soll daher individuell beschrieben werden.

### 1. Timing

Generell spielt es bei der Analyse, zu welchem Zeitpunkt ein Muskel angesteuert wird, keine Rolle, um welche Art der Kontraktion es sich handelt. Konzentrisch, exzentrisch, isometrisch – ganz egal. Das Wichtigste dabei ist, dass das aufgenommene Signal tatsächlich auch von dem Muskel stammt, den man auch untersuchen möchte (Stichwort Übersprechen von anderen Muskeln).

Um exakt und standardisiert zu bestimmen, wann ein Muskel angesteuert wird, muss man ein Kriterium festlegen, anhand dessen man die Entscheidung (Muskel an oder aus?) eindeutig treffen kann. Die einfachste Methode ist dabei, das Grundrauschen aufzunehmen und hiervon die Standardabweichung zu bestimmen. Behandelt man das sEMG Signal nun als eine



stochastische Variable, sollten 95% des Datenpunkte innerhalb von zwei Standardabweichungen liegen. Wird dies für einen bestimmten Zeitraum (i.d.R. 10 - 50ms) lang überschritten, wird der Muskel als aktiv angesteuert anerkannt. Diese Methode wird auch Doppelte Schwellen Methode genannt, da es sowohl eine Amplitudenschwelle als auch eine zeitliche Schwelle zu überschreiten gilt. Um das Grundrauschen aufzunehmen, bittest Du deinen Probanden oder Patienten nach dem Befestigen der Elektroden, sich vor der eigentlichen Messung komplett zu entspannen. Am besten funktioniert dies im Liegen. Ein Problem, was bei dieser Methode auftreten kann, ist dass Du sehr modernes Equipment benutzt, wodurch so gut wie kein Grundrauschen im sEMG Signal zu erkennen ist. Eine geeignete Alternative ist es in diesem Fall, die Amplitudenschwelle auf einen bestimmten Prozentsatz (z.B. 5%) der lokalen maximalen Aktivierung festzulegen.

Aufgrund der koordinativen Variabilität, die bei jeder Form menschlicher Bewegung auftritt, sind sogar bei sehr standardisierten Bewegungen Differenzen im sEMG Signal zwischen einzelnen Zyklen erkennbar. Um ein bestimmtes Bewegungsmuster mit Hilfe vieler Wiederholungen zu beschreiben, bedarf es deshalb eines einheitlichen Zeitrahmens. Dieser wird mit einer zeitlichen Normalisierung erschaffen. Dazu teilt man jeden Zyklus in eine festgelegte Anzahl an Abschnitten ein (z.B. 100) und mittelt die Datenpunkte jedes Abschnitts. Dadurch ändert sich die X-Achsen-Skalierung von einer zeitlichen Einheit (Sekunden) in Prozent des Bewegungszyklus (wenn man 100 Abschnitte gewählt hat entspricht nun jeder Datenpunkt, also Mittelwert jedes Intervalls, einem 1%-Schritt).

## 2. Kraft

Vorab können wir sagen: Ja, es gibt einen Zusammenhang zwischen sEMG Signal und der im Muskel produzierten Kraft. Allerdings müssen wir Dich auch leider direkt wieder enttäuschen, denn so eindeutig ist dieser Zusammenhang nicht. Da das sEMG Signal von einigen variablen Parametern abhängig ist, gibt es (noch) keine konkrete mathematische Formel, mit Hilfe derer sich bestimmte Kräfte aus dem sEMG Signal errechnen lassen würden (Abb. 10). Beobachten lässt sich dieser Zusammenhang relativ einfach: Steigt die Amplitude des Signals, steigt auch die im Muskel erzeugte Kraft oder die Kontraktionsgeschwindigkeit. Für qualitative Analysen mag das ausreichend sein, allerdings nicht für quantitative



Auswertungen, bei denen wir sehr spezifische Aussagen mit exakten Zahlen treffen wollen.

Wie könnte man also diese Einflüsse neutralisieren und somit den Zusammenhang zwischen sEMG Signal und Kraft konkretisieren?

Auch hier liegt die Antwort auf diese Frage in einer der Normalisierung der Daten. Dieses Mal allerdings in einer Amplitudennormalisierung. Die Idee dahinter ist es, das sEMG Signal zu einem physiologisch relevanten Referenzwert zu rekalisieren. Für diesen Referenzwert wird in der Praxis häufig eine maximale willkürliche Kontraktion (MVC, aus dem englischen „maximum voluntary contraction“) herangezogen. Die in der eigentlichen Messung aufgezeichneten sEMG Daten werden dann als Prozentsatz der MVC ausgedrückt. Dies verändert die Form der sEMG Kurve äußerlich nicht, sondern lediglich die Y-Achsen-Skalierung. Wie eine MVC-Normalisierung durchgeführt werden sollte, was die Vor- sowie Nachteile sind und was es für Alternativen gibt, soll in einem separaten Artikel diskutiert werden.

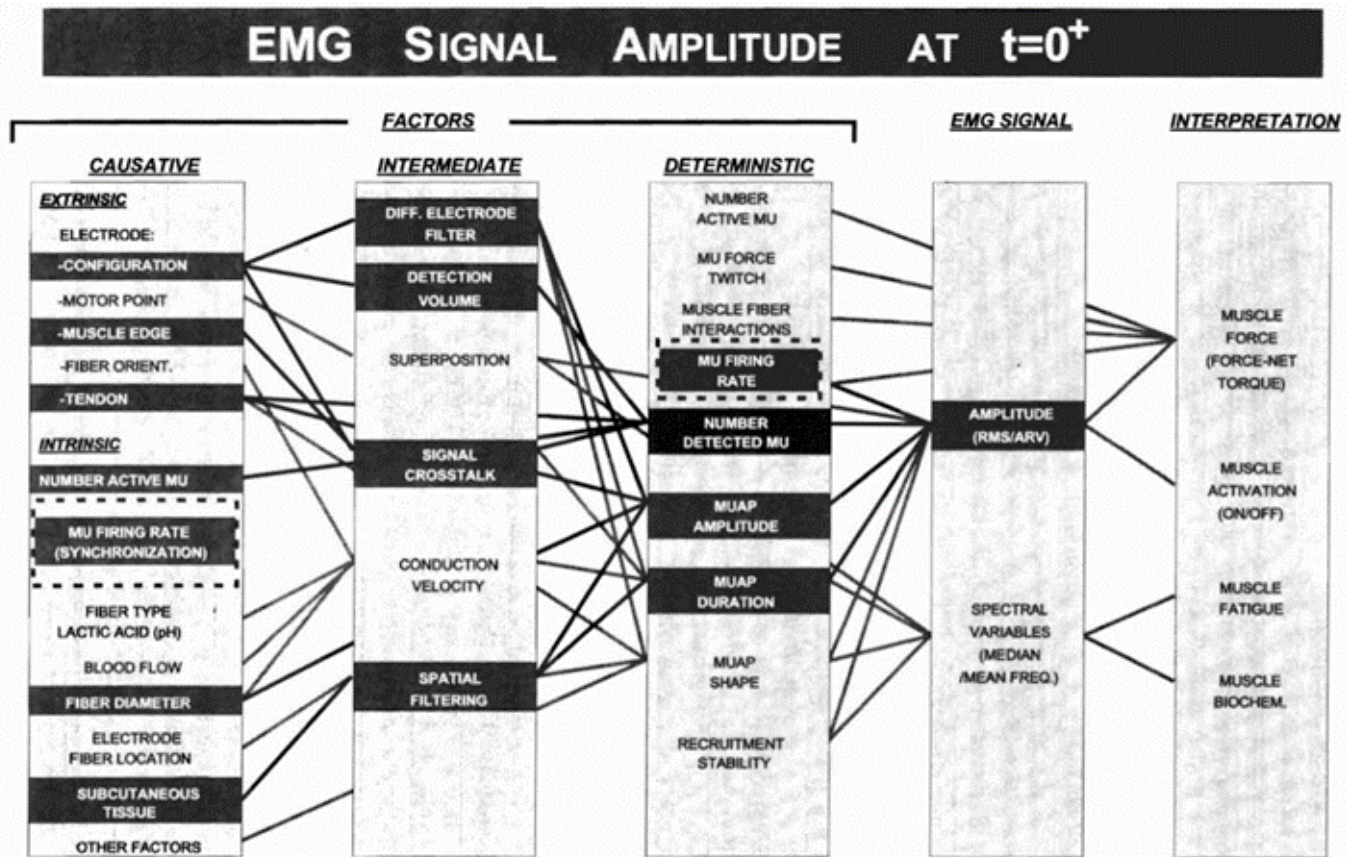


Abbildung 10: Zusammenhänge der Faktoren, die die EMG-Signalamplitude zu Beginn einer Kontraktion ( $t = 0^+$ ) beeinflussen. Die zeitabhängigen Faktoren, die während einer anhaltenden Kontraktion eine Rolle spielen werden, sind nicht dargestellt (De Luca, 1997).

Hast Du eine solche Amplitudennormalisierung durchgeführt, eröffnet es dir die Möglichkeit, den Zusammenhang von sEMG Signal und Kraft zwischen Probanden oder zwischen einzelnen Messungen zu untersuchen. Ein weiteres Problem bleibt allerdings bestehen: Die Stabilität der Elektrodenposition hinsichtlich der aktiven Muskelfasern. Jede Veränderung dieser Position kann zu einer Veränderung der Amplitude durch Veränderungen des Gewebes, durch räumlich-zeitlich bedingtes Übersprechen anderer Muskeln sowie durch detektieren von zuvor nicht abgegriffenen motorischen Einheiten führen. Das Auftreten dieser Problematik hat im Laufe der Jahre dazu geführt, dass isometrische Kontraktionen zu den am häufigsten untersuchten Kontraktionsarten wurden, auch wenn diese in einem kinesiological Zusammenhang am wohl unwichtigsten sind. Immerhin führen isometrische Kontraktionen zu keiner Form der Bewegung.



Generell scheint die sEMG-Kraft-Beziehung bei angemessener Glättung monoton steigend zu sein. Die Linearität ist allerdings von Muskel zu Muskel unterschiedlich (Abb. 8) und zusätzlich abhängig von der Art der Bewegung, vom Erfassungsvolumen des Sensors, Trainingszustand sowie Ermüdungszustand des Muskels.

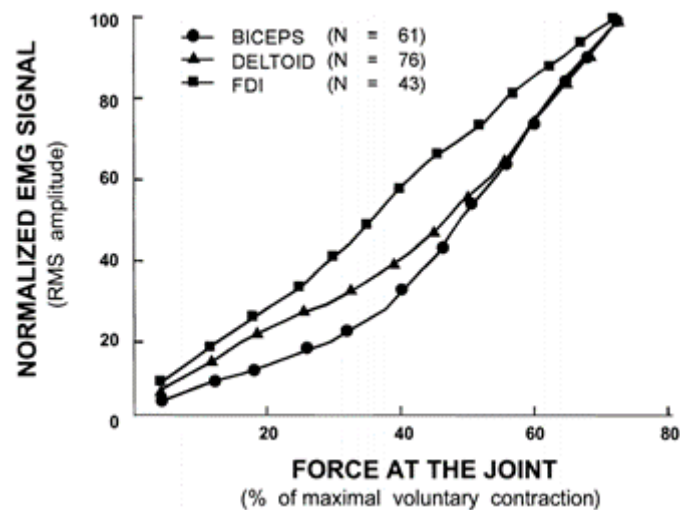


Abbildung 11: Normalisiertes Kraft/EMG-Signalverhältnis für drei verschiedene Muskeln. Die Daten wurden stark geglättet, mit einem Zeitraum von 2 s. Beachte den Unterschied in der Linearität der Beziehung zwischen den Muskeln (De Luca, 97).

Möchtest Du einen sEMG-Kraft-Zusammenhang für nicht-isometrische Bewegungen darstellen, so musst Du deine Analyse auf einen Zeitraum der Messung begrenzen, bei dem die Bewegung nahezu isometrisch ist. Dafür suchst Du dir einen Fixpunkt in der entsprechenden Bewegung und analysierst nur einen minimalen Bewegungsraum darum.

Beispiel: EMG Analyse im Radsport

Du möchtest den Zusammenhang zwischen Pedalkraft und der Aktivität des M. Rectus Femoris untersuchen. Führe (nachdem Du den Sensor korrekt platziert hast) eine isometrische MVC des M. Rectus Femoris durch. Lasse den Probanden nun bei verschiedenen Intensitäten Rad fahren, zeichne die Pedalkräfte sowie das sEMG Signal auf. Suche dir für die Analyse nun eine bestimmte Kurbelposition (z.B. 90°) sowie einen möglichst kleinen



Bewegungsraum (z.B.  $\pm 1^\circ$ ) aus. Je kleiner der Bewegungsraum, desto näher kommt die Bewegung an eine isometrische Bewegung heran und desto weniger wird dein Ergebnis verfälscht. Jetzt normalisierst Du das sEMG Signal mit Hilfe der MVC Werte. Begrenze nun das Signal für jede Kurbelumdrehung auf den entsprechenden Bewegungsraum und bestimme den Mittelwert jedes dieser Abschnitte. Dasselbe tust du für die aufgezeichneten Pedalkräfte. Jetzt kannst du die normalisierten und gemittelten sEMG Werte mit den gemittelten Kraftwerten paaren und gegeneinander plotten. Voilà!

### 3. Ermüdung

Die Ermüdung von einzelnen Muskeln ist in Biomechanischen Analysen häufig ein wichtiger Faktor. Ohne Hilfe von EMG Technologie wird ein Muskel häufig als ermüdet eingestuft, sobald dieser eine bestimmte Kontraktion nicht mehr aufrechterhalten kann (dieser Zeitpunkt wird auch als Versagenspunkt bezeichnet). Dieser Ansatz impliziert allerdings, dass die Ermüdung zu einem spezifischen Zeitpunkt auftritt, was so nicht korrekt ist. Die Ermüdung der Muskulatur ist ein fortschreitender Prozess, welcher mit Hilfe von Elektromyographie beschrieben werden kann. Hierfür schauen wir uns das Frequenzspektrum des Signals näher an:

Das rohe sEMG kann als ein Resultat der Überlagerung von sehr vielen verschiedenen Frequenzen angesehen werden. Vereinfacht dargestellt wird dies in Abbildung 12 (links das überlagerte Rohsignal und in der Mitte die drei zu Grunde liegenden Frequenzkomponenten). Mithilfe der Fast Fourier Transformation (FFT) kann nun die Leistungsverteilung bestimmt werden und als Frequenzleistungsspektrum dargestellt werden. Hierbei wird der Amplitudenanteil jeder Frequenzkomponente bestimmt und in einem Graphen der jeweiligen Frequenz zugeordnet (Abb. 12 rechts). Den genauen Algorithmus hinter der FFT zu beschreiben würde den Rahmen dieses Artikels sprengen. In der heutigen Zeit ist es zum Glück relativ einfach diese mit dem PC durchzuführen. Die meisten Analyse Tools haben bereits eingebaute Funktionen, die diese Berechnung für dich übernehmen (z.B. Matlab:  $Y = \text{fft}(X)$  ).



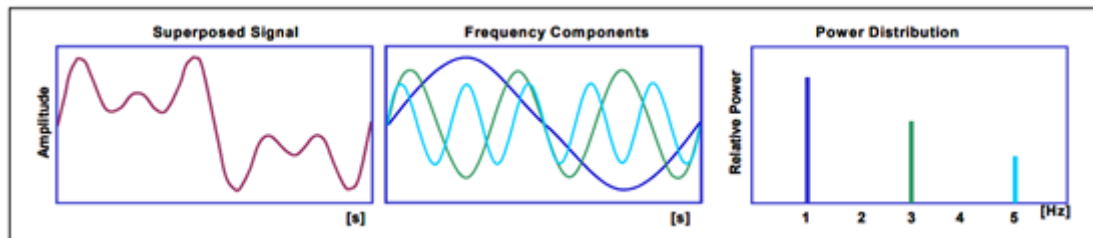


Abbildung 12: Modell einer frequenzabhängigen Signalauflösung auf der Grundlage von FFT. Das Signal auf der linken Seite enthält 3 zugrundeliegende Wellen (Konrad, 2008).

Berechnet man nun das Frequenzleistungsspektrum eines sEMG Signals, so würde die Verteilungskurve etwa wie in Abbildung 10 aussehen (wenn auch nicht so geglättet). Aus diesem Spektrum können die vier wichtigsten Frequenzparameter abgelesen werden: Die **mittlere Frequenz** („mean frequency“), die **totale Leistung** („total power“, also das Integral unter der Kurve), die **Median-Frequenz** („median frequency“, welche die Fläche in zwei gleiche Hälften teilt) und die **Peak Power** (der Maximalwert des Spektrums).

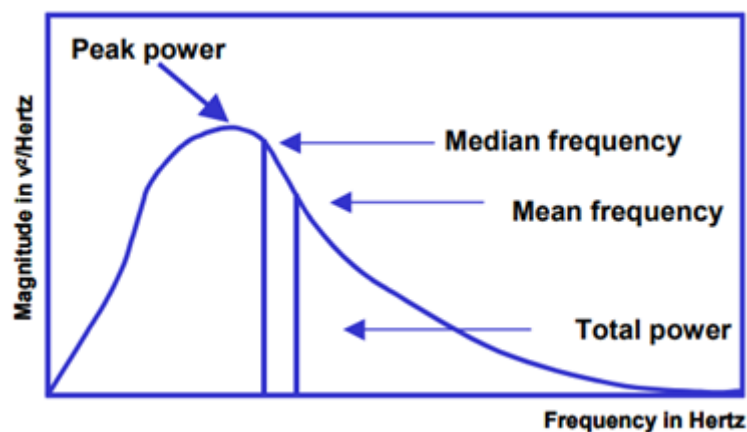


Abbildung 13: sEMG-Standard-Frequenzparameter auf der Basis von FFT-Berechnungen (Konrad, 2008).

Führt Dein Proband nun eine statische, submaximale Kontraktion durch, so werden sich diese Frequenzparameter zeitabhängig verändern, was auf die Ermüdung des Muskels zurückgeführt werden kann: Aufgrund der Rekrutierung von motorischen Einheiten nimmt die Amplitude des sEMG Signals zu, wohingegen die mittlere oder median Frequenz über die Kontraktionszeit abnimmt (Abb. 11, oben). Diese Abnahme der Frequenzen und die damit verbundene Linksverschiebung des Leistungsspektrums ist unter anderem auf eine Reduktion



der Muskelfaserleitgeschwindigkeit für die MUAPs zurückzuführen. Du kannst die Abnahme der median (oder auch mittleren) Frequenz als nicht-invasiven Ermüdungsindex verwenden, indem du diese wie in Abbildung 11 unten gegen die Kontraktionszeit plottest.

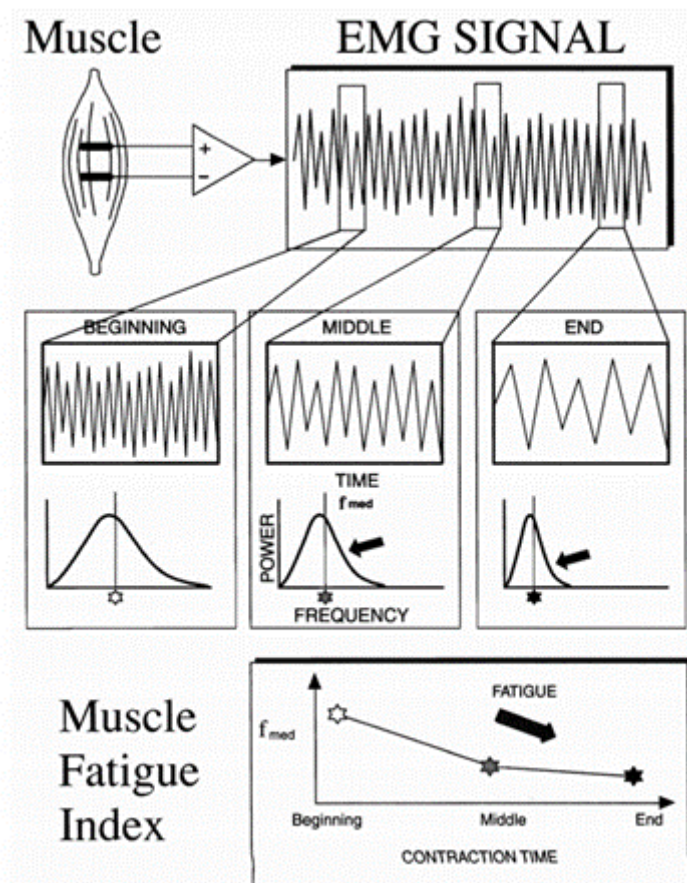


Abbildung 14: Schematische Erklärung der spektralen Modifikation, die im EMG-Signal während anhaltender Kontraktionen auftritt. Der Muskelermüdungsindex wird durch die mittlere Frequenz des Spektrums dargestellt (De Luca, 1997).

Was bringt dir der Ermüdungsindex?

In der Praxis findet die Untersuchung von Ermüdungseffekten einzelner Muskeln zwei Anwendungen. Die erste ist das Erkennen von muskulären Schwachstellen, die z.B. zu



Rückenschmerzen führen können. Die zweite ist das Überwachen von Krafttrainingsübungen, denn die durch Training herbeigeführte Kurzzeitermüdung ist eine Grundvoraussetzung für das Muskelwachstum.

Generell solltest Du bei Ermüdungstests darauf achten, dass Du diese bei isometrischen Kontraktionen bei konstanter submaximaler Kraft (30 - 80% MVC) anwendest, um äußere Einflüsse zu vermeiden. Bei Vergleichen zwischen verschiedenen Probanden solltest Du unbedingt dieselben Elektroden verwenden und eine möglichst gleiche Sensorplatzierung hinsichtlich Innervationszone und Sehnenansatz anstreben. Beachte auch die Filtereffekte des subkutanen Gewebes.

## 7. Fazit und wo Du weitere Informationen finden kannst

Wir hoffen, dass dieser Artikel Dir einen groben Überblick über die Elektromyographie bieten konnte. EMG ist ein riesiges Themengebiet mit einer Menge von Anwendungsbereichen, weshalb wir diesen Beitrag an einigen Stellen kürzen mussten. In naher Zukunft werden hier noch detailliertere Artikel zu den einzelnen Themengebieten der Elektromyographie erscheinen. Freu Dich schonmal drauf!

Wenn Du allerdings schon jetzt genauere Informationen und Richtlinien zu Sensortechnik, Sensorplatzierung, Datenanalyse, Studiendesign, Modellierung oder auch Ergebnisdarstellung haben möchtest, möchten wir Dir zum Schluss zusätzlich zu der von uns verwendeten Literatur noch zwei weitere Adressen mit an die Hand geben:

### SENIAM

Das Projekt SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) ist eine europäische konzertierte Aktion im Rahmen des Biomedizinischen Gesundheits- und Forschungsprogramms (BIOMED II) der Europäischen Union. Das SENIAM-Projekt hat zu europäischen Empfehlungen für Sensoren und Sensorplatzierungsverfahren und Signalverarbeitungsmethoden für sEMG, einer Reihe von Simulationsmodellen für Ausbildung und Tests, einer Reihe von Testsignalen, acht Büchern, Veröffentlichungen und einem europäischen Netzwerk für sEMG geführt: dem SENIAM-Club.

<http://www.seniam.org/>



## ISEK

Die Internationale Gesellschaft für Elektrophysiologische Kinesiologie (ISEK) ist eine multidisziplinäre Organisation, die sich aus Mitgliedern aus gesundheitsbezogenen Bereichen wie biomedizinische Wissenschaften sowie Ingenieurwesen, Leibeserziehung, Physiotherapie und vielen anderen Disziplinen zusammensetzt. Diese Kliniker und Grundlagenwissenschaftler verbindet der gemeinsame Wunsch, die menschliche Bewegung und das neuromuskuläre System zu studieren. Schlüsselthemen in dieser Disziplin sind die Analyse großer Datensätze für die Physiologie, EMG-Modellierung und Signalverarbeitung, Ergonomie, motorische Leistung und Sportwissenschaft, motorische Einheiten, Bewegungsstörungen und Rehabilitationstechnologien, multiskalige und transskalige Ansätze für Bewegung und Neurowissenschaften, Muskelphysiologie, Neuromechanik, Neural Engineering und sensomotorische Steuerung.

<https://isek.org/resources/>

## 8. Referenzen

Konrad, P., 2006. The ABC of EMG: a practical introduction to kinesiological electromyography. Noraxon USA, Inc.

<https://www.noraxon.com/wp-content/uploads/2014/12/ABC-EMG-ISBN.pdf>

Luca, C.J. de, 1997. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. Journal of Applied Biomechanics 13, 135-163.

<https://www.delucafoundation.org/download/bibliography/de-luca/078.pdf>

Luca, C.J. de, 2008. A Practicum on the Use of sEMG Signals in Movement Sciences. Delsys Inc.

<https://www.delsys.com/downloads/TUTORIAL/a-practicum-on-the-use-of-semg-signals-in-movement-sciences.pdf>

Wang, J., Tang, L., E Bronlund, J., 2013. Surface EMG Signal Amplification and Filtering. International Journal of Computer Applications 82, 15-22.



<https://pdfs.semanticscholar.org/c348/f06416aa03154c40bb82d5b26cef40e5840d.pdf>