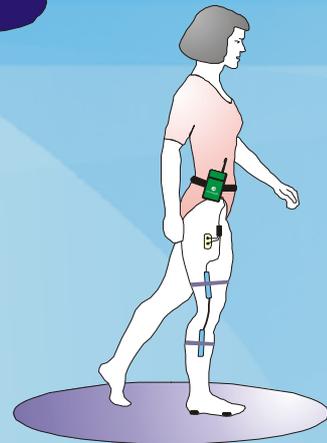
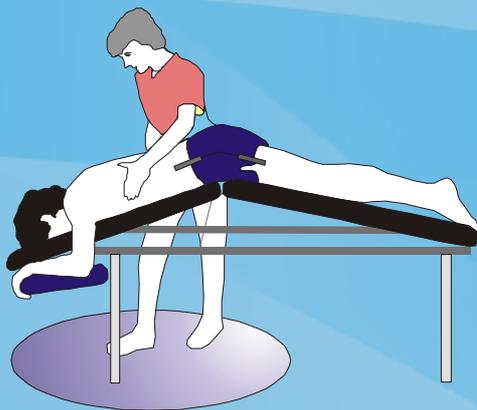


EMG-FIBEL

Eine praxisorientierte Einführung
in die kinesiologische Elektromyographie

Peter Konrad
Version 1.1 Januar 2011



Powered by:

 **Noraxon INC. USA.**

 **velamed**
SCIENCE IN MOTION

Inhalt:

SIGNALENTSTEHUNG UND ERFASSUNG

| | |
|--|-----------|
| EINFÜHRUNG & DEFINITION | 4 |
| GEBRAUCH UND NUTZEN DES EMGS | 5 |
| SIGNALGRUNDLAGEN | 6 |
| DIE ENTSTEHUNG DES EMG-SIGNALS | 7 |
| SIGNALLEITUNG UND -ERFASSUNG | 8 |
| ZUSAMMENSETZUNG DES EMG-SIGNALS | 9 |
| NATUR DES EMG-SIGNALS | 10 |
| DER EINFLUSS DER ABLEITBEDINGUNGEN | 11 |
| EMG-VERSTÄRKUNG | 12 |
| A/D-KONVERTIERUNG DES EMG-SIGNALES | 13 |
| HAUTVORBEREITUNG | 14 |
| WAHL DER OBERFLÄCHENELEKTRODE | 15 |
| FINE-WIRE-ELEKTRODEN | 16 |
| LEITLINIEN FÜR DIE ELEKTRODENAPPLIKATION | 17 |
| SPEZIFISCHE ASPEKTE DER ELEKTRODENAPPLIKATION | 18 |
| MUSKELKARTE FRONTAL | 19 |
| MUSKELKARTE DORSAL | 20 |
| SIGNAL-TESTPROZEDUREN 1 | 21 |
| SIGNAL-TESTPROZEDUREN 2 | 22 |
| SIGNAL TESTPROZEDUREN 3 | 23 |
| EMG-ARTEFAKTE | 24 |
| CHECKLISTE EMG-MESSUNG | 25 |

SIGNALVERARBEITUNG UND -BERECHNUNG

| | |
|--|-----------|
| SIGNALVERARBEITUNG - GLEICHRICHTUNG | 26 |
| SIGNALVERARBEITUNG - GLÄTTUNG | 27 |
| SIGNALVERARBEITUNG - DIGITALE FILTERN | 28 |
| SIGNALVERARBEITUNG - AMPLITUDENNORMALISIERUNG | 29 |
| SIGNALVERARBEITUNG - EKG REDUKTION | 35 |
| ZEITNORMALISIERUNG VON WIEDERHOLUNGSZYKLEN | 36 |
| GEMITTELTES EMG / ENSEMBLE AVERAGES | 37 |
| EMG-AMPLITUDENPARAMETER | 39 |
| EMG-FREQUENZPARAMETER | 40 |
| ZEIT-/TIMING-BEZOGENE PARAMETER | 41 |
| EMG-KRAFT-RELATION | 43 |

Fortsetzung nächste Seite

EMG-ANALYSE UND -INTERPRETATION

| | |
|---|-----------|
| EMG ALS BIOMECHANISCHE MESSMETHODE | 44 |
| EMG-ANALYSEFRAGEN - ÜBERBLICK | 45 |
| EMG-ANALYSE: AN/AUS? | 46 |
| EMG-ANALYSE: MEHR/WENIGER? | 47 |
| EMG-ANALYSE: MUSKEL-TIMING? | 48 |
| EMG-ANALYSE: WIEVIEL MUSKELAKTIVITÄT? | 48 |
| EMG-ANALYSE: WIEVIEL MUSKELAKTIVITÄT? | 49 |
| EMG-ANALYSE: WIEVIEL ERMÜDUNG? | 50 |
| EMG-ANALYSE: BEWEGUNGSKOORDINATION | 51 |
| NOTWENDIGKEIT DER TESTSTANDARDISIERUNG | 52 |
| EMPFEHLUNGEN ZUR TESTSTANDARDISIERUNG | 53 |
| EMG-TRIGGERUNG ZUR BEWEGUNG | 54 |
| DEFINITION VON ANALYSEPERIODEN | 55 |
| VERGLEICHSANALYSEN | 56 |
| EMG RICHTLINIEN, GESELLSCHAFTEN, SUCHMASCHINEN | 57 |
| EMPFOHLENE/ ZITIERTER EMG-LITERATUR | 58 |

Einführung & Definition

Zweck dieses Booklets

Diese Ausgabe der EMG-Fibel wurde primär zum praxisorientierten Nachvollziehen experimenteller Techniken der kinesiologischen Elektromyographie (KinEMG) sowie deren wissenschaftlicher Fundierung konzipiert. Das Skriptum soll nicht als Ersatz für das gründliche Studium der zugrundeliegenden wissenschaftlichen Fachliteratur (siehe Anhang „Empfohlene Literatur“, gleichzeitig auch Quelle für Text- und Abbildungszitate) angesehen werden. Es richtet sich primär an Einsteiger und soll deren erste Schritte bei der Planung und Durchführung von kinesiologischen EMG Studien erleichtern. Hierbei werden übersichtsartig das fundamentale Verständnis und die gängigsten Techniken des kinesiologischen EMGs dargestellt. Das Skriptum konzentriert sich auf typische Praxisfragen, Probleme und deren Lösung. Es wird ausdrücklich empfohlen, begleitend die einschlägigen wissenschaftlichen Publikationen und Textbücher zu studieren, da dieses Skriptum nicht die Vielfalt unterschiedlicher Ansätze, Ansichten und Bearbeitungsstrategien vollständig oder frei von subjektiven Erfahrungswerten abdecken kann.

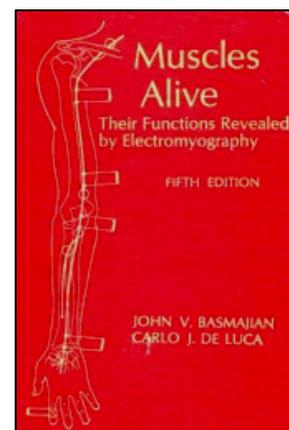
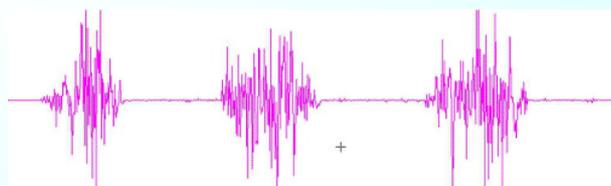


Abb. 1: Ein grundlegendes EMG-Lehrbuch. Basmajian&DeLuca: *Muscles Alive* (2)

Definition der Elektromyographie (EMG)

Die **Elektromyographie** (EMG) ist eine experimentelle Technik, die sich der Entstehung, Aufzeichnung und Analyse myoelektrischer Signale widmet. Myoelektrische Signale werden durch physiologische Zustandsvariationen der Muskelfasermembran generiert. (2).

Elektromyographie...



“...ist das Studium der Muskelfunktion durch Erforschung des elektrischen Signales, das die Muskeln erzeugen.”

Abb. 2: Basmajian & DeLuca: Definition Aus: *Muscles Alive* (2 - S. 1)

Im Gegensatz zum klassischen neurologischen EMG, bei dem durch einen externen elektrischen Stimulus die artifizielle muskuläre Antwort in (meist) statischen Bedingungen via Nadelelektroden erfasst wird, liegt der Fokus des kinesiologischen EMGs auf der Erfassung und Analyse der willkürlichen Muskelaktivierung in funktionellen Bewegungen, posturalen Aktivitäten oder Therapie-/Trainingsübungen.

Gebrauch und Nutzen des EMGs

Weit verbreiteter multidisziplinärer Einsatz des EMGs

Neben seinem Einsatz in physiologischen und biomechanischen Grundlagenexperimenten ist das kinesiologische EMG als objektive Untersuchungsmethode in der allgemeinen angewandten Forschung etabliert, insbesondere im Bereich klinischer und sportmedizinischer Fragestellungen, in der Sportwissenschaft, Physiotherapie, Rehabilitation und Arbeitswissenschaft:

Medizinische Forschung

- Orthopädie
- Chirurgie
- Funktionelle Neurologie
- Gang-/Haltungsanalyse

Rehabilitation

- Post OP und Traumata
- Neurologische Rehabilitation
- Physiotherapie
- Med. Trainingstherapie

Ergonomie

- Beanspruchungsanalysen
- Analyse von Risikofaktoren
- Ergonomisches Design
- Produkt Zertifizierung

Sportwissenschaft

- Allgemeine Biomechanik
- Bewegungsanalyse
- Kraft- und Techniktraining
- Sportrehabilitation



Abb.3: Anwendungsgebiete der kinesiologischen EMG

Typische Vorteile des EMGs

Der Einsatz des KinEMGs startet mit der grundsätzlichen Frage: "Wie verhalten sich die Muskeln?"

Die typischen Vorteile sind:

- EMG erlaubt den "direkten Blick in den Muskel"
- Erlaubt die quantitative und objektive Erfassung der Muskelfunktion
- Hilft bei operativen Entscheidungsprozessen
- Dokumentiert Therapie- und Trainingsprozesse
- Hilft Patienten, ihre Muskeln zu finden/aktivieren
- Erlaubt die Analyse und Optimierung von Sporttechniken
- Erfasst die muskuläre Beanspruchung in Arbeitsabläufen



Abb. 4: Ein direkter Blick in Körper und Muskelfunktion durch gleichzeitige Darstellung von EMG, Video und weiteren Bewegungssensor-Kurven. Ein Screenshot aus der Software Myo-Research XP™ - NORAXON INC. USA

Die motorische Einheit

Die kleinste funktionelle Einheit zur Beschreibung der neuralen Kontrolle der Muskelkontraktion wird **Motorische Einheit** genannt (Abb. 5). Die wird definiert als „...der Zellkörper und die Dendriten eines Motoneurons, seines Axons, die motorischen Endplatten und die durch sie erfassten Muskelfasern.“ (5, S. 151).

Der Begriff *Einheit* betont, dass sich alle Komponenten, insbesondere aber die Muskelfasern, innerhalb der motorischen Einheit beim Kontraktionsprozess gleichartig verhalten.

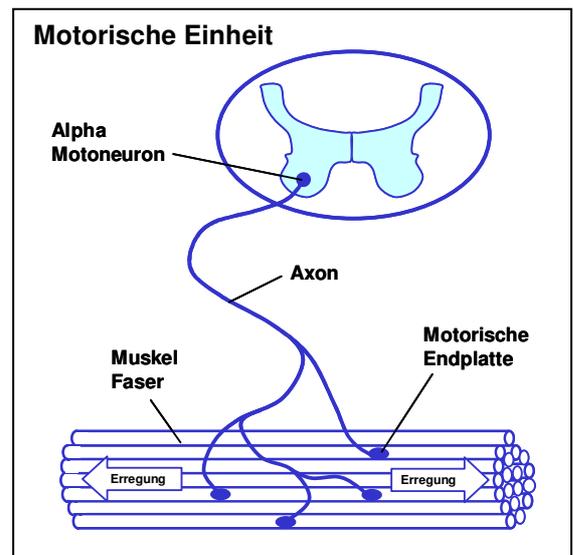


Abb.5: Motorische Einheit. Übernommen und modifiziert aus 2,7

Erregbarkeit der Muskelfasermembran

Die Erregbarkeit von Muskelfasern durch neurale Kontrolle repräsentiert einen der wesentlichsten Faktoren in der Muskelphysiologie. Die Erregbarkeit kann durch das Modell der semi-permeablen Membran zur Charakterisierung der elektrischen Eigenschaften der Muskelfasermembran beschrieben werden. Ein Ionenungleichgewicht zwischen dem Innen- und Außenraum der Muskelzelle formt ein Ruhepotential auf der Muskelfasermembran (ungefähr -80 bis -90 mV im nichtkontrahierten Zustand). Diese Potentialdifferenz, die durch aktive physiologische Prozesse (Ionenpumpe) aufrecht erhalten wird, resultiert in einer negativen Ladung des Zellinnenraumes. Die Aktivierung der Vorderhornzelle eines Alpha-Motoneurons (ausgelöst durch das zentrale Nervensystem oder Reflexe) führt zu einer Weiterleitung der Erregung entlang des motorischen Nervs. Durch Austritt von Transmittersubstanzen in den motorischen Endplatten entsteht ein Endplattenpotential an der Muskelfasermembran. Die Diffusionseigenschaften der Muskelfasermembran werden hierdurch kurzfristig modifiziert, und Natrium-Ionen strömen in den Zellinnenraum. Es kommt zur kurzfristigen **Depolarisation** der Muskelfasermembran, die durch einen aktiven kompensatorischen Ionenrückstrom allerdings sofort wieder restituiert wird (**Repolarisation**).

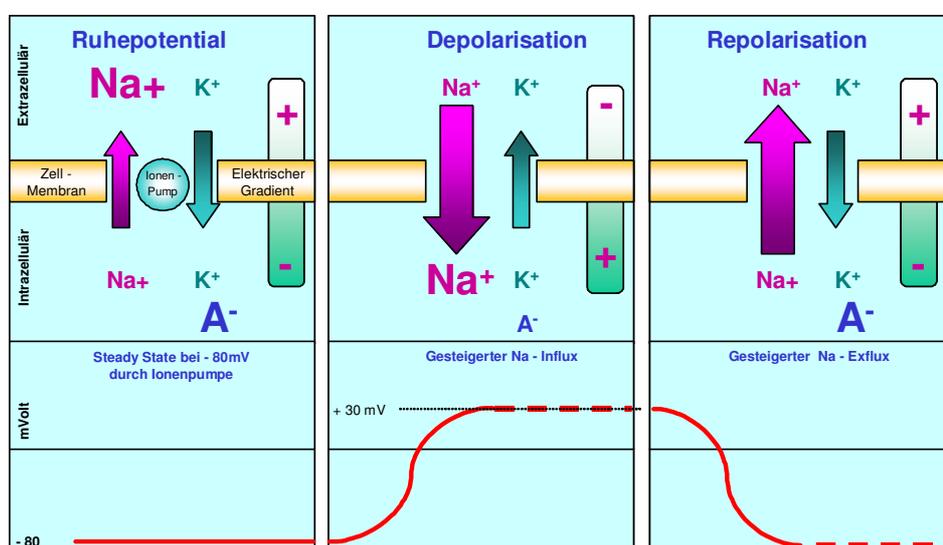


Abb.6: Schematische Darstellung des Depolarisierungs- / Repolarisationszyklus innerhalb erregbarer Membranen

Die Entstehung des EMG-Signals

Das Aktionspotential

Wenn durch den Natrium-Ioneneinstrom ein bestimmter Schwellenwert überschritten wird, verursacht die Depolarisation ein Aktionspotential von -80 mV auf +30 mV (Abb. 7). Dieser **monopolare elektrische Impuls** wird innerhalb der Repolarisierungsphase sofort umgekehrt. Ihn ist wiederum eine Hyperpolarisationsphase nachgeschaltet, in der die Membran kurzzeitig nicht erregbar ist. Ausgehend von den Motorendplatten wird dieses Aktionspotential entlang der Muskelfasern und dem innerzellulären tubulären System bidirektional weitergeleitet.

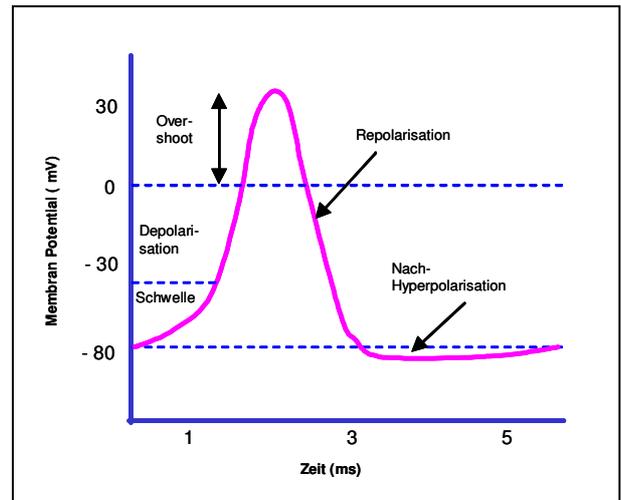


Abb.7: Das Aktionspotential. Übernommen & modifiziert aus 5, S. 164

Diese Erregung führt zu einer Ausschüttung von Calcium-Ionen in den intrazellulären Raum. Gekoppelte chemische Prozesse (elektro-mechanische Kopplung) führen schließlich zur Verkürzung der kontraktile Elemente der Muskelzelle. Dieses Modell beschreibt eine hochkorrelierte Beziehung zwischen elektrischer Erregung und mechanischer Kontraktion (wenn auch sehr schwache Erregungen oft keine Kontraktion auslösen). Unter praktischen Gesichtspunkten kann man aber davon ausgehen, dass im gesunden Muskel jede Muskelkontraktion von dem hier beschriebenen Mechanismus ausgeht.

Das EMG-Signal entsteht aus dem Aktionspotential der Muskelfasermembran und dem zugrundeliegenden Depolarisations-Repolarisationsablauf. Die Größe dieser Depolarisationszone (Abb. 8) wird in der Literatur mit ca. 1-3 mm² (11) angegeben. Nach seiner initialen Entstehung wandert diese Zone entlang der Muskelfaser mit einer Geschwindigkeit von 2 – 6 m/s und passiert dabei die Elektroden-Ableitfläche:

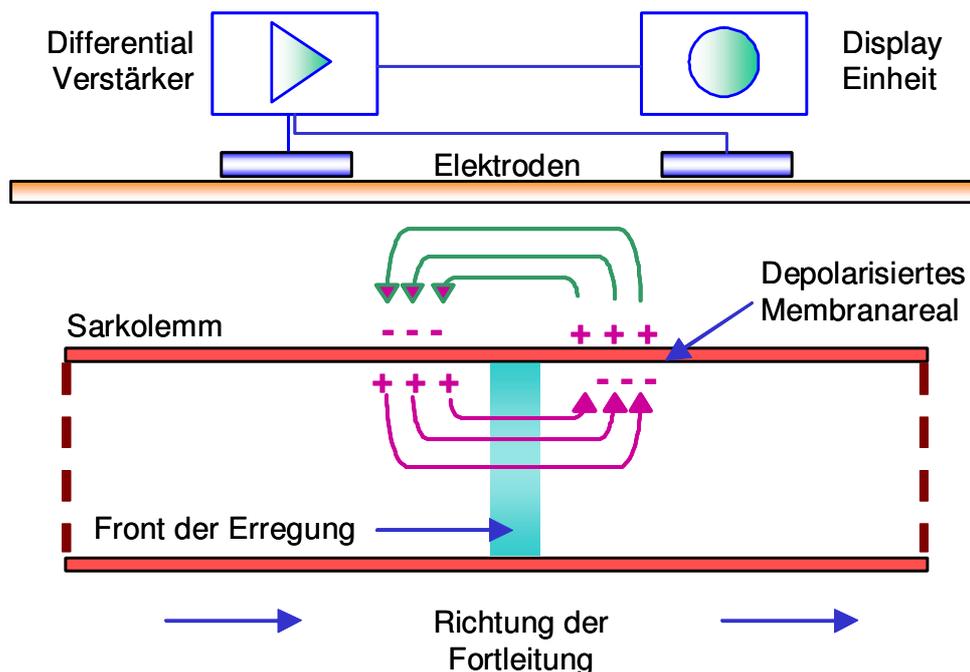


Abb.8: Die Depolarisationszone von Muskelfasermembranen. Übernommen & modifiziert aus 7, S. 73)

Signalleitung und -erfassung

Ein elektrisches Modell für das motorische Aktionspotential

Der Depolarisations-Repolarisationszyklus formt eine Depolarisationswelle oder **elektrischen Dipol** (11), der entlang sich entlang der Muskelfaser fortpflanzt. In kinesiologischen Studien werden üblicherweise bipolare Elektrodenkonfigurationen mit differenzieller Verstärkung benutzt. Zur vereinfachten Darstellung wird im Folgenden nur die Erfassung einer einzelnen Muskelfaser dargestellt. Abhängig von der räumlichen Distanz zwischen Elektrode 1 und 2 formt der Dipol eine Potentialdifferenz zwischen den Elektroden.

Abbildung 9 zeigt ein Beispiel, in dem zum Zeitpunkt **T1** das Aktionspotential generiert wird und in Richtung Elektroden wandert. Hierbei wird eine ansteigende Potentialdifferenz gemessen. Sie ist zum Zeitpunkt **T2** am größten. Wenn der Dipol einen gleichen Abstand zwischen den Elektroden erreicht hat, passiert **T3** die Nulllinie und wird zum Zeitpunkt **T4** am (negativ-) größten.

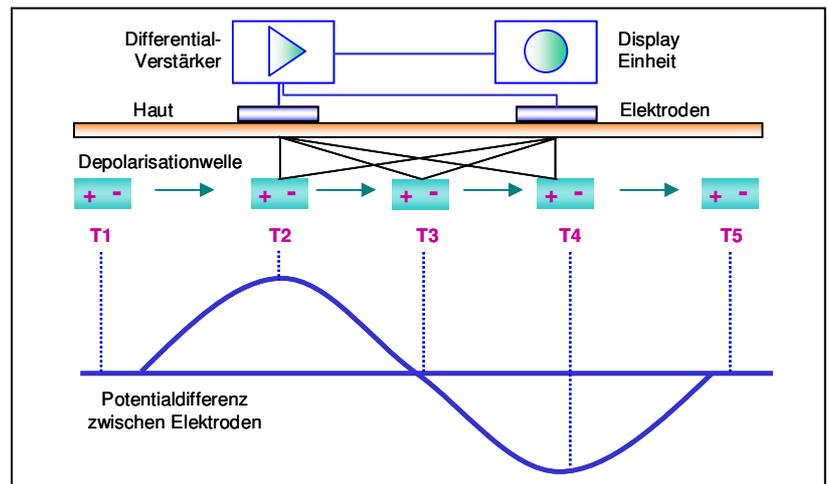


Abb.9: Modell eines wandernden elektrischen Dipols auf Muskelfasermembranen. Übernommen und modifiziert aus 7, S. 73

Hier hat der Dipol den kürzesten Abstand zur Elektrode 2. Diese Modell erklärt, warum das monopolare Aktionspotential in der Differenzialverstärkung ein bipolares Signal erzeugt. Da motorische Einheiten aus vielen Muskelfasern bestehen, „sieht“ das Elektrodenpaar die Potentiale aller innerhalb der motorischen Einheit erregten Muskelfasern in unterschiedlichem Ausmaß – abhängig vom räumlichen Abstand. Typischerweise summieren sie sich zu einem triphasischen „**Motor Unit Action Potential**“ (oder „**MUAP**“ - 2) auf, das in seiner Form und Größe von der geometrischen Konstellation der Faserausrichtung und der Ableitstelle abhängt. (Abb. 10):

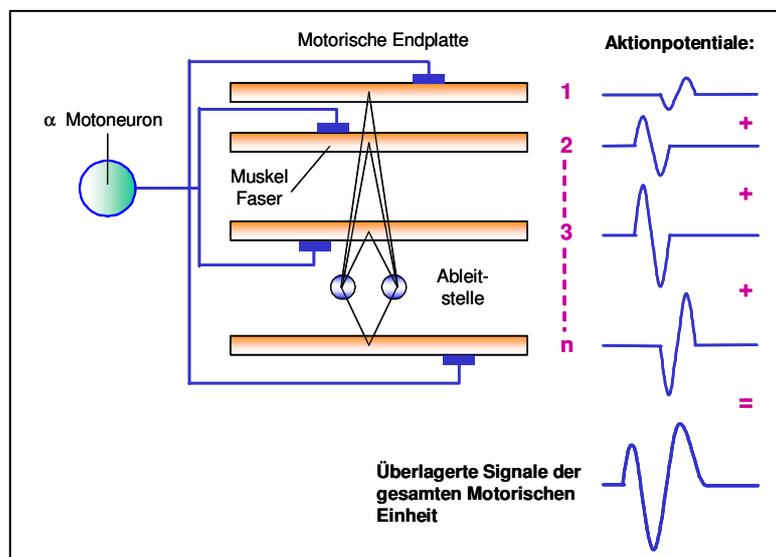


Abb.10: Erzeugung eines dreiphasigen Motor Unit Action Potentials. Übernommen und modifiziert aus 2, S. 68

Zusammensetzung des EMG-Signals

Überlagerung von MUAPs

In kinesiologischen Studien sind die Motor Unit – Aktionspotentiale (MUAPs) aller vom Elektrodenpaar erfassten motorischen Einheiten elektrisch überlagert (Abb. 11) und sichtbar als ein bipolares Signal mit symmetrischer Verteilung von negativen und positiven Signalamplituden (ihr Mittelwert beträgt Null). Dieses Überlagerungssignal wird **Interferenzsignal** genannt und repräsentiert das eigentliche EMG-Messsignal.

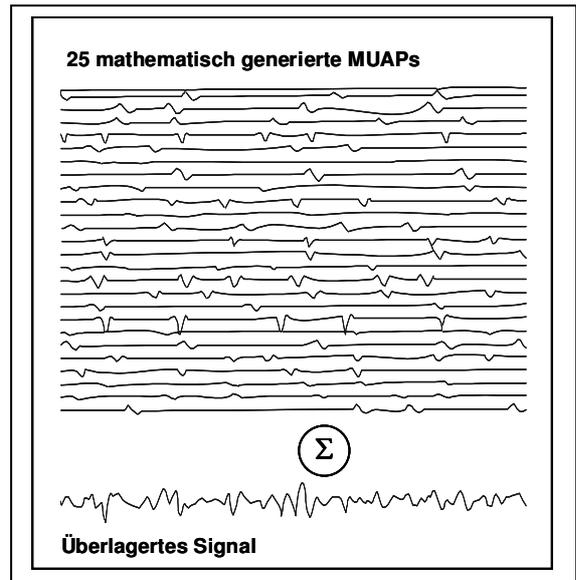


Abb. 11: Überlagerung von MUAPs zu einem resultierenden Elektromyogramm. Übernommen und modifiziert aus 2, S. 81

Rekrutierung und Frequenzierung

Die zwei wichtigsten Beeinflussungsfaktoren für die Höhe und Dichte des EMG-Messsignals sind die **Rekrutierung** und **Frequenzierung** motorischer Einheiten. Sie stellen gleichzeitig die hauptsächlichsten Mechanismen für die Dosierung des Kontraktionsprozesses und des hierdurch entstehenden Kraft-Outputs dar. Da das menschliche Bindegewebe und die Haut einen Tiefpass-Filtereffekt auf das originale Messsignal haben, ist die registrierte Feuerungsfrequenz des Oberflächensignals nicht mit der Frequenz des Originalsignals identisch.

Der Einfachheit halber aber kann man sagen, dass das Oberflächen-EMG-Signal die Rekrutierungs- und Feuerungscharakteristiken der unter der Ableitfläche erfassten motorischen Einheiten direkt reflektiert (Abb. 12): Steigt die Rekrutierung oder Frequenz, erhöht sich die summarische Signalamplitude des Oberflächen-EMGs.

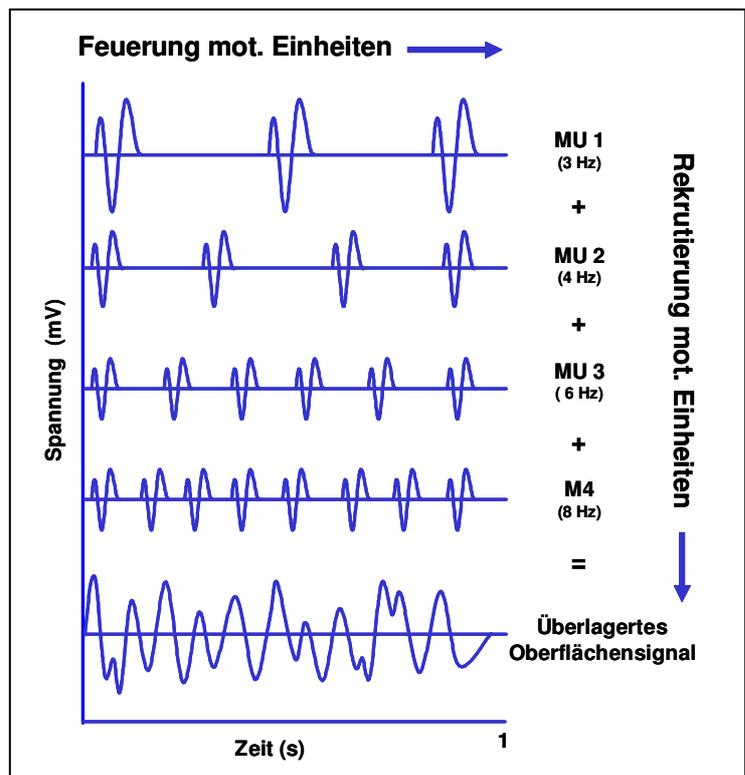


Abb. 12: Rekrutierung und Frequenzierung der motorischen Einheiten regeln den Kraftausstoß und ergeben das überlagerte EMG-Signal. Übernommen und modifiziert aus 7, S 75

Das “Roh”-EMG-Signal

Das ungefilterte (Ausnahme: der verstärkerbedingte Bandpass) und unverarbeitete bipolare EMG Messsignal wird “**Roh-EMG**” genannt. In dem unten aufgeführten Beispiel (Abb. 13) wurde eine oberflächliche Messaufnahme des Roh-EMGs von drei statischen Bizeps Femoris-Kontraktionen durchgeführt.

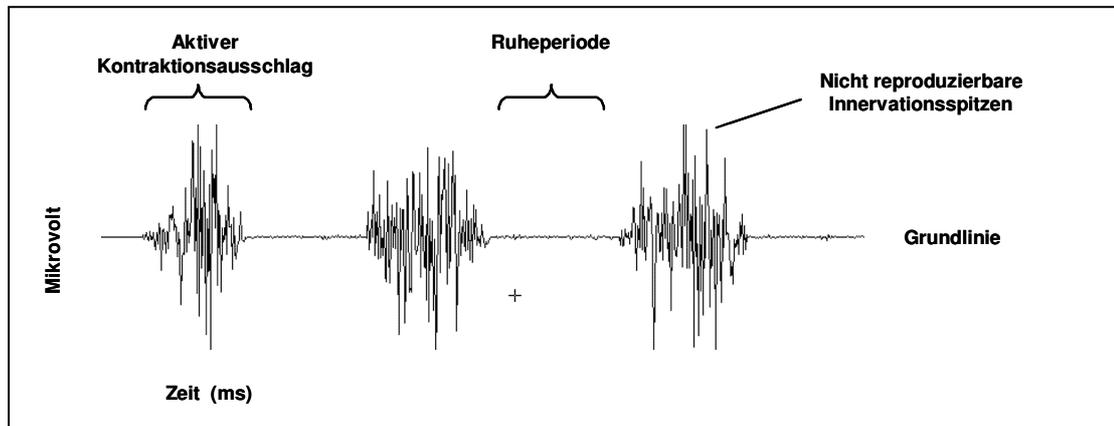


Abb.13: Die Roh-EMG-Signalaufzeichnung dreier Kontraktionssalven des *M. biceps br.*

Ist der gemessene Muskel entspannt (Ruhephase), ist eine mehr oder weniger flache **Nulllinie** erkennbar. Das hier vorzufindende Grundlinienrauschen hängt von mehreren Faktoren ab, insbesondere der Qualität des EMG-Verstärkers, der Höhe externer Störsignale sowie der Qualität der gegebenen Ableitbedingung.

Für moderne EMG-Verstärker und optimale Hautvorbereitung (siehe nächstes Kapitel) gilt, dass das Nulllinienrauschen nicht höher als 3 bis 5 Mikrovolt betragen sollte. Das wird in der Realität nicht immer erreicht, dennoch sind 1 – 2 Mikrovolt als optimal anzusehen. Die Inspektion der Nulllinie ist ein sehr wichtiger Checkpunkt für jede EMG-Messung. Einstreuende Störspannung oder Probleme mit der Messapparatur sollten nicht als erhöhte Nulllinienaktivität oder gesteigerter „Muskeltonus“ interpretiert werden.

Der gesunde entspannte Muskel zeigt keine signifikante EMG-Aktivität aufgrund des Fehlens von Membran-Depolarisation und zugehörigen Aktionspotentialen. Das EMG-Signal ist **stochastischer Natur**, d.h. eine Roh-EMG-Kurve kann in ihrer exakten Form nach nicht ein zweites Mal reproduziert werden. Das hängt damit zusammen, dass der jeweilig aktive Set erfasster motorischer Einheiten sich konstant ändert und somit im räumlichen Durchmesser des Muskelquerschnitts immer wieder unterschiedliche Konstellationen entstehen. Wenn, vereinfacht gesprochen, mehrere motorische Einheiten, die sehr nah an den Elektroden liegen, exakt zur gleichen Zeit feuern, entsteht durch ihre elektrische Überlagerung im summarischen EMG-Signal kurzfristig ein hoher Spike. Durch die Nutzung von Glättungsalgorithmen (z.B. gleitender Mittelwert) oder durch Auswahl geeigneter Amplitudenparameter wird der nicht reproduzierbare Anteil des EMG-Signals eliminiert oder zumindest reduziert.

Roh-EMG-Signale können bis 5000 Mikrovolt (Athleten) ausschlagen. Der Frequenzgehalt liegt zwischen 5 und 500 Hz, wobei der Hauptanteil zwischen 10 und 150 Hz anzufinden ist (siehe Kapitel „Signal-Testprozeduren“).

Der Einfluss der Ableitbedingungen

Beeinflussungsfaktoren für die Erfassung des EMG-Signals

Auf seinem Weg von der Muskelfibrille hoch zu den Elektroden kann das EMG-Signal unterschiedlichen externen Beeinflussungsfaktoren unterliegen. Sie können folgendermaßen gruppiert werden:

1) Gewebeeigenschaften

Der menschliche Körper ist ein guter elektrischer Volumenleiter, doch leider variiert die Leitfähigkeit in Abhängigkeit von Gewebetyp und Gewebedicke (Abb. 14), physiologischen Gewebeänderungen und Temperatur. Diese Bedingungen können zwischen Individuen sowie unterschiedlichen Ableitstellen innerhalb eines Individuums sehr stark variieren. Deshalb ist ein direkter quantitativer Vergleich zwischen unterschiedlichen Ableitstellen auf der Basis des unverarbeiteten EMG-Signals nicht valide.

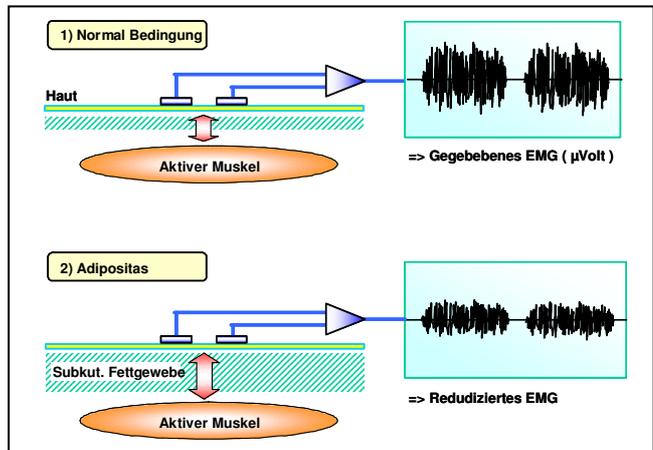


Abb. 14: Der Einfluss unterschiedlich starker Gewebsschichten unterhalb der Elektroden: Wegen des kleineren Abstands zwischen Muskel und Elektroden ergibt sich in Bedingung 1 aus dem gleichen Betrag von Muskelelektrizität ein höherer EMG-Ausschlag.

2) Physiologischer Cross Talk

Direkt benachbarte Muskeln können einen signifikanten Anteil des gemessenen EMG-Signals produzieren. Dieses Übersprechen oder „**Cross Talk**“ überschreitet typischerweise nicht 10 bis 15% des Gesamtsignalanteiles oder ist oft gar nicht sichtbar. Dennoch sollte man Vorsicht walten lassen bei eng zueinander orientierten Muskeln (z.B. Hals, Vorderarm).

EKG-Zacken können ebenfalls in die Messung einstreuen, insbesondere wenn am oberen Rumpf oder der Schulter gemessen wird. EKG-Artefakte sind einfach zu erkennen und können durch neu entwickelte Bearbeitungsroutinen eliminiert werden (siehe Kapitel EKG-Reduktion).

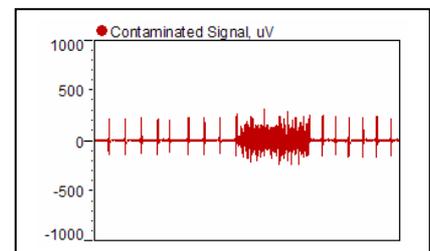


Abb. 15: Roh-EMG-Aufzeichnung mit starker EKG-Einstrahlung

3) Distanzänderungen zwischen Muskeln und Elektroden

Jede Distanzänderung zwischen Muskel und Elektrodenpaar ändert die EMG-Signalamplitude. Dies ist ein inhärentes Problem aller dynamischen Bewegungsstudien (Muskel bewegt sich unter den Elektroden), es kann aber auch durch externen Druck auf Muskel oder Elektrode entstehen.

4) Externe Störspannung

Besondere Vorsicht gilt in Räumen mit hoher elektrischer Störspannung. Die häufigste Störspannung kommt von schlecht oder gar nicht geerdeten externen Geräten und macht sich als 50-Hz-Netzbrummen bemerkbar (siehe unten).

5) Elektroden und Verstärker

Die Auswahl und Qualität der Elektroden sowie das interne Verstärkerrauschen können ebenfalls die EMG-Erfassung beeinflussen. Das interne Verstärkerrauschen sollte $< 5 \text{ Vrms}$ (siehe ISEK Standards, Kapitel „EMG-Richtlinien“) sein. Die meisten dieser Einflussfaktoren können durch akkurate Vorbereitung und Kontrolle der gegebenen Raum-/Laborbedingungen minimiert werden.

EMG-Verstärkung

EMG-Verstärker

EMG-Verstärker fungieren als **Differentialverstärker**, und ihr Hauptqualitätsmerkmal ist die Fähigkeit, Störspannungen (Artefakte) zu unterdrücken. Die differentielle Verstärkung erfasst die Potentialdifferenzen zwischen den Elektroden und versucht, externe Interferenzen auszuschließen. Typischerweise erreicht externe Störspannung beide Elektroden ohne zeitlichen Phasenverzug. Als gleichtaktiges Signal (Common Mode) entstehen identische Amplitudensignale und -phasen. Der Ausdruck „Common mode gain“ / „Gleichtaktverstärkung“ beschreibt das Input-Output-Verhältnis von gleichtaktigen Signalanteilen. Die „**Common Mode Rejection Ratio**“ oder **CMRR** beschreibt das Verhältnis zwischen Differenz- und Gleichtaktverstärkung und ist somit ein wichtiger Qualitätsfaktor für die gewählte Verstärkertechnik. Der CMRR-Faktor sollte möglichst hoch sein, da die Unterdrückung interferierender Störspannungen eine wichtige Rolle für die Signalqualität darstellt. Ein Wert von > 95 dB wird als ausreichend angesehen (11, SENIAM, ISEK).

Aktuelle Verstärkerkonzepte präferieren die Nutzung von EMG-Vorverstärkern. Die miniaturisierten Verstärker sind typischerweise in das Messkabel integriert oder befinden sich direkt über den Elektroden („**aktive Elektroden**“). Letztere können sich aufgrund ihrer Dicke nachteilig auswirken, da ihre Masse Druck- und Beschleunigungsartefakte generieren kann und zudem oft keine freie Elektrodenwahl zulassen. Die hauptsächliche Idee der Vorverstärkung in der Nähe der Elektroden ist, möglichst früh das Messsignal zu verstärken (z.B. 500-fach) und es auf niederohmigem Level, das weniger anfällig für (Kabel-) Bewegungsartefakte ist, weiterzuleiten.



Abb. 16: Elektrodenkabel mit integriertem Vorverstärker-System NORAXON INC USA



Abb. 17: Auswahl von EMG-Verstärkern: von 1- oder 2-Kanal-Biofeedback-Anlagen über verkabelte bis hin zu telemetrischen Systemen. Alle Systeme von NORAXON INC. USA

Das nichtverstärkte EMG-Signal kann auf der Haut zwischen einigen Mikrovolt bis 2-3 Millivolt betragen. Es wird typischerweise mit dem Faktor 500 oder 1000 Hz verstärkt. Die Input-Impedanz des Verstärkers sollte mindestens das 10-fache der gegebenen Impedanz der Elektrode betragen. Es werden Werte zwischen 1-10 MegaOhm empfohlen (11). Der Frequenzbereich des EMG-Verstärkers (Bandpass) sollte bei 10 Hz Hochpass starten und bis 500 Hz Tiefpass (= alle Frequenzen zwischen 10 bis 500 Hz werden gemessen) reichen. Jede Form der Notch-Filterung (zur Eliminierung von 50 Hz-Brummen) sollte vermieden werden, da bis zu 40% des Signals verloren gehen können. (siehe auch ISEK, SENIAM). In einigen Anwendungen (z.B. Biofeedbacktraining, qualitative Evaluationen) ist es sicherlich zulässig oder sogar von Vorteil, mit weniger rigiden Verstärkerkriterien zu fungieren.

A/D-Konvertierung des EMG-Signals

A/D Auflösung

Bevor das EMG-Signal am PC angezeigt und analysiert werden kann, muss es von einem analogen Messstrom in ein digitales Signal umgewandelt werden (Analog zu Digital Wandlung oder A/D-Konvertierung). Die Auflösung der A/D-Wandlerkarten muss das Messsignal im erwarteten Amplitudenbereich (z. B. +/- 5 Volt) ausreichend gut erfassen. Ein 12-Bit-A/D-Board kann den Voltbereich des Eingangssignales in 4095 Intervallen ($2^{12}=4095$) separieren. Dies ist bereits ausreichend für die meisten kinesthesiologischen Setups. Aufgrund des technischen Fortschritts wird vermehrt die 16-Bit-Auflösung eingesetzt. Sehr kleine Messsignale benötigen eine höhere Verstärkung um im gegebenen Bereich der A/D-Karten ausreichend gut aufgelöst zu werden.

A/D-Messrate

Ein weiterer technischer Faktor ist die Wahl der richtigen Messrate (mit wievielen Datenpunkten pro Sekunde wird das Signal digital dargestellt). Um das gesamte Frequenzspektrum des Signales ausreichend gut zu übersetzen, sollte die Konvertierungsrate der A/D-Karte mindestens doppelt so schnell sein wie die erwartete höchste Frequenz innerhalb des Signales. Dieser Zusammenhang wird durch das Mess-Theorem nach Nyquist beschrieben: demnach entstehen bei zu niedriger Messrate Aliasing-Effekte (Abb. 18), die die hohen Frequenzanteile eliminieren (Undersampling).

Beim Oberflächen-EMG befindet sich nahezu alle Frequenzleistung zwischen 10 und 250 Hz, und wissenschaftliche Leitlinien empfehlen einen EMG-Frequenzmessbereich von 10 bis 500 Hz. Hieraus resultiert demnach eine Messfrequenz von 1000 Hz, oder besser noch 1500 Hz (doppelter oder dreifacher Bandpass).

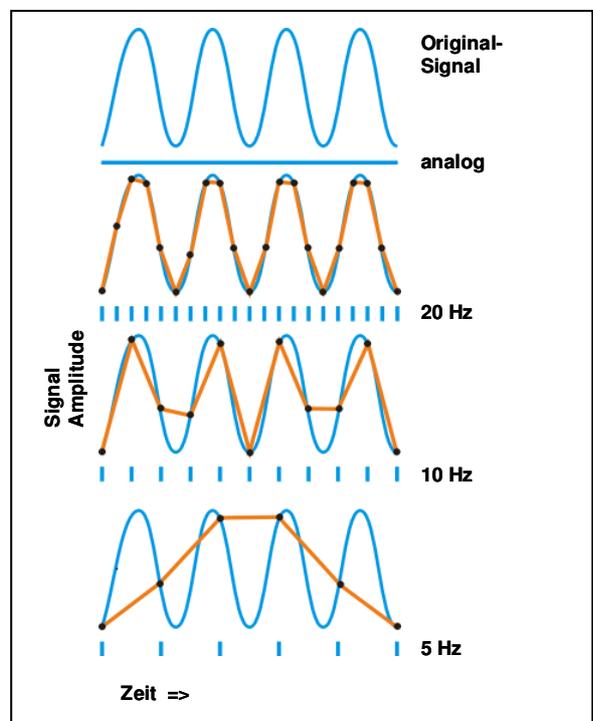


Abb. 18: Der Einfluss der A/D-Abtastfrequenz auf das digitalisierte Signal. Zu geringe Frequenzen (= weniger Abtastungen) führen zu einem signifikanten Verlust von Signalinformationen.

Generelle Überlegungen

Die Qualität einer EMG-Messung hängt sehr stark von einer korrekt durchgeführten Hautvorbereitung und Elektrodenpositionierung ab. Die generelle Strategie der Hautvorbereitung ist, einen stabilen Elektrodenkontakt und einen geringen Hautleitwiderstand (Impedanz) zu erreichen. Die meisten modernen EMG-Verstärker sind für Haut-Impedanzwiderstände zwischen 5 und 50 Kohm (gemessen zwischen den Elektroden) designed. Normalerweise ist es nötig, die Haut zu reinigen, um zufriedenstellende Impedanzwerte zu erreichen. Es gibt keine verpflichtenden Regeln, und mehrere Methoden existieren, um eine gute Hautleitbedingung für EMG-Messungen zu erreichen. Insbesondere für Anfänger wird es hilfreich sein, die Leitimpedanz direkt mit einem Voltmeter (in jedem Baumarkt erhältlich) oder mit speziellen Impedanzmetern zu messen (siehe Kapitel „Signal-Testverfahren“).

Eine weitere wichtige Überlegung ist, welche Messbedingung und -Aktivität angestrebt wird. Wenn eine nahezu quasi-statische oder langsame Testbewegung geplant ist (z.B. ein klinischer Muskelfunktions-test), und die zugrundeliegende Analyseidee eher qualitativen Charakter hat (Amplitudenänderungen werden mit „mehr“ oder „weniger“ beurteilt), reicht eine einfache Alkoholreinigung möglicherweise in den meisten Fällen aus. Wird hingegen eine hochdynamische Bewegung mit hohem Risiko von Bewegungsartefakten geplant (schnelles Gehen, Laufen, Springen), ist eine gründliche Hautvorbereitung anzuraten.

Hautvorbereitungsmethoden:

Folgende Schritte sollten in Betracht gezogen werden:

1) Haare entfernen:

Die Haarentfernung ist für den sicheren Halt der Elektroden auf der Haut von Bedeutung, besonders unter Bedingungen hoher Luftfeuchtigkeit, vermehrter Schweißbildung und/oder dynamischer Bewegungen

2) Reinigung der Haut:

Methode A: (Empfohlen)

Spezielle abrasive Reinigungspasten entfernen tote Hautepithelien (produzieren den höchsten Widerstand) und reinigen die Haut von Verschmutzung und Schweiß.

Methode B:

Alternativ kann sehr feines Sandpapier genutzt werden. Mit weichem, kontrollierten Druck wird 3 bis 5 mal gerieben und anschließend mit Alkohol gereinigt.

Methode C:

Alkohol wird in ein Baumwolltuch geträufelt und anschließend die Haut kräftig gerieben. Diese Methode für den klinischen Einsatz nahezulegen.

Welche Methode auch immer zu Einsatz kommt, sofern sie korrekt eingesetzt wird, erhält die Haut nach der Reinigung eine leichte Rötung, was wiederum eine gute Impedanzbedingung indiziert.

Wahl der Oberflächenelektrode

Oberflächenelektrode

Aufgrund ihres nicht-invasiven Charakters wird in den meisten Fällen die Oberflächen-Ableitung gewählt. Neben dem Vorteil der einfacheren Handhabung haben Oberflächenableitungen den Nachteil, dass nur oberflächliche Muskeln abgeleitet werden können. Für die Erfassung tiefer gelegener Muskeln (von oberflächlichen Muskeln überlagert) sind Fine-Wire- oder Nadelelektroden (weniger geeignet) unablässlich. Die Auswahl eines geeigneten Elektrodentyps hängt stark von der angestrebten Messbedingung ab – ein Elektrodentyp kann nicht alle denkbaren Bedingungen abdecken.

Als Hautelektroden werden Silber/Silberchlorid-basierte Einmalelektroden am häufigsten benutzt (vgl. auch SENIAM). Neben dem einfachen und schnellen Handling entfällt auch die Notwendigkeit der Sterilisierung. Demgegenüber steht der ökonomische Aspekt wiederverwendbarer Elektroden.

Der Durchmesser der aktiven Leitfläche sollte 1 cm nicht überschreiten, um eine gewisse Selektivität zu erhalten. Einmal-Elektroden werden als Nass-gel oder als Adhäsiv-Gel Elektroden hergestellt. Nass-gel-Elektroden haben grundsätzlich eine bessere Leitbedingung (=geringere Impedanz). Letztere haben den Vorteil, dass sie repositioniert werden können, falls Lokalisationsfehler aufgetreten sind.

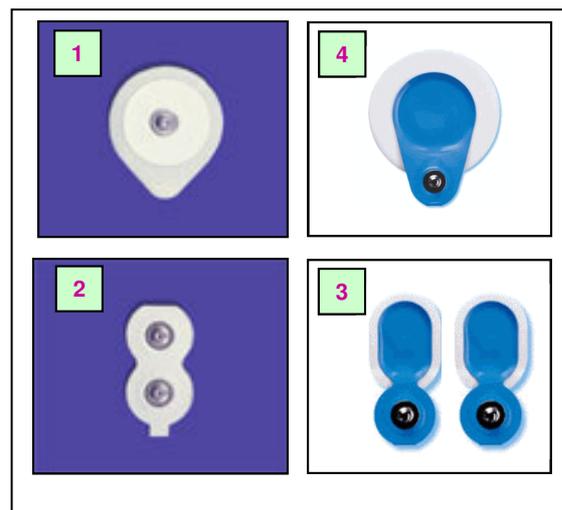


Abb.19: Eine Auswahl spezieller EMG-Elektroden (1,2 NORA-XON INC. USA) und gewöhnlicher EKG-Elektroden (3,4 AMBU-Blue Sensor)

Vaginal- und Analsonden

Zur Messung der Beckenbodenmuskulatur haben sich spezielle Anal- und Vaginalelektroden etabliert (Abb. 20). Sie werden z.B. für die Inkontinenztherapie und für Biofeedbacktraining genutzt. Die Anwendung dieser Elektroden mag spezielle Signalverarbeitungsschritte nach sich ziehen, insbesondere ein erhöhter Hochpassfilter zur Eliminierung starker Elektrodenbewegungsartefakte. Möglicherweise ist auch ein Notch-Filter bei 50 Hz (für Europa) nötig, da oftmals ein elektrisch stabiler Kontakt zwischen Sonden und Muskulatur nicht etabliert werden kann und Störspannungen in die Messung einstreuen. Anders als bei regulären Oberflächenelektroden gibt es keine fixierte Verbindung zwischen Sonde und Muskel, und die Sonde kann migrieren.



Abb.20: Original Perry-Sonden für vaginale (links) and anale (rechts) Anwendungen

Fine-Wire-Elektroden

Der Gebrauch von Fine-Wire-Elektroden

Aufgrund der Muskelbewegung in kinesiologischen Studien sind flexible Feindraht-Elektroden den fixen Nadelelektroden vorzuziehen, wenn die Erfassung tiefer/überlagerter Muskeln angestrebt wird.

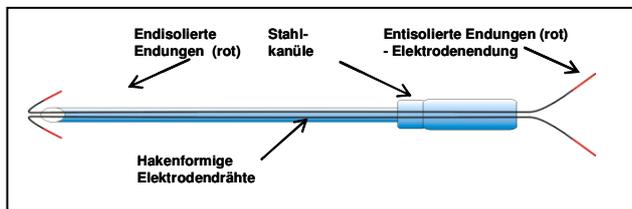


Abb.21: Schematische Darstellung einer Feindraht-elektrode: In einer Stahlkanüle befinden sich zwei feine Drähte mit unisolierten Enden. System MEDELEC.

Die werksseitig sterilisierten Einfaden- oder Dualfäden werden mittels Einstichkanüle in das Muskelgewebe eingeführt, anschließend wird die Nadel wieder herausgezogen und die Messdrähte an metallischen Kontaktfedern verbunden (siehe Abb. 22). Die korrekte Lokalisierung kann mit Ultraschall oder Elektrostimulation kontrolliert werden.

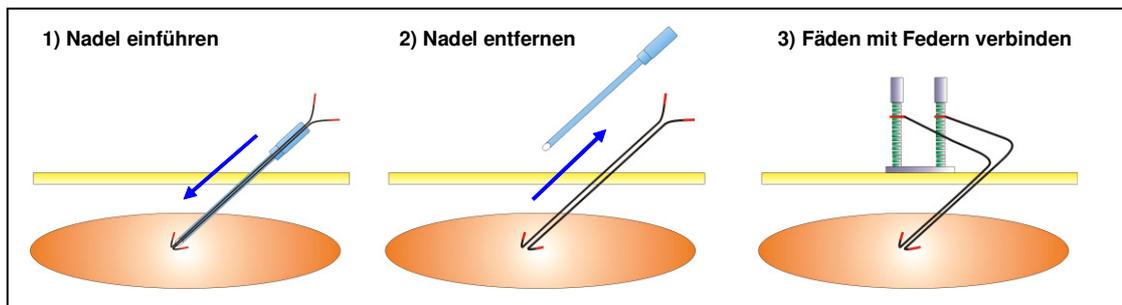
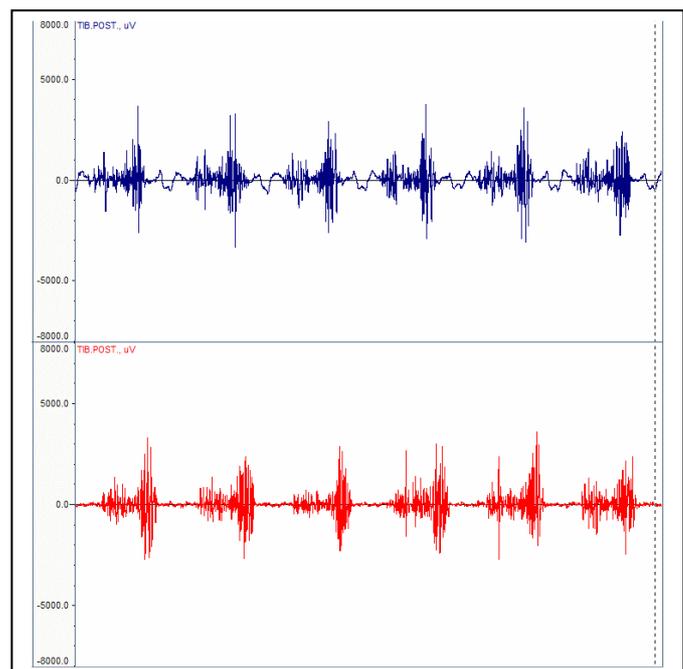


Abb.22: Das Einbringen einer Fine-Wire-Elektrode ins Muskelgewebe. Nach dem Herausziehen der Kanüle werden die Feinkabel mit Stahl-Kontaktfedern verbunden, an welche wiederum die üblichen EMG-Vorverstärkerkabel angeschlossen werden.

Die Fine-Wire-Signale werden wie normale Oberflächen-EMGs erfasst und bearbeitet. In vielen Fällen ist es hilfreich, den Hochpassfilter von 10 auf 20 Hz zu erhöhen, da Fine-Wire-Elektroden verstärkt Bewegungsartefakten ausgesetzt sind (Abb. 23).



Abb.23: Eine Feindraht-Roh-EMG-Aufzeichnung des M. tibialis posterior (obere blaue Linie) beim Gehen auf dem Laufband. Die Schwankungen der Grundlinie weisen auf Bewegungsartefakte hin. Durch Anwendung eines 20-Hz-Highpass-Filters lässt sich die Grundlinie stabilisieren (untere rote Kurve). Quelle: Institut für Biomechanik, D. Sporthochschule Köln



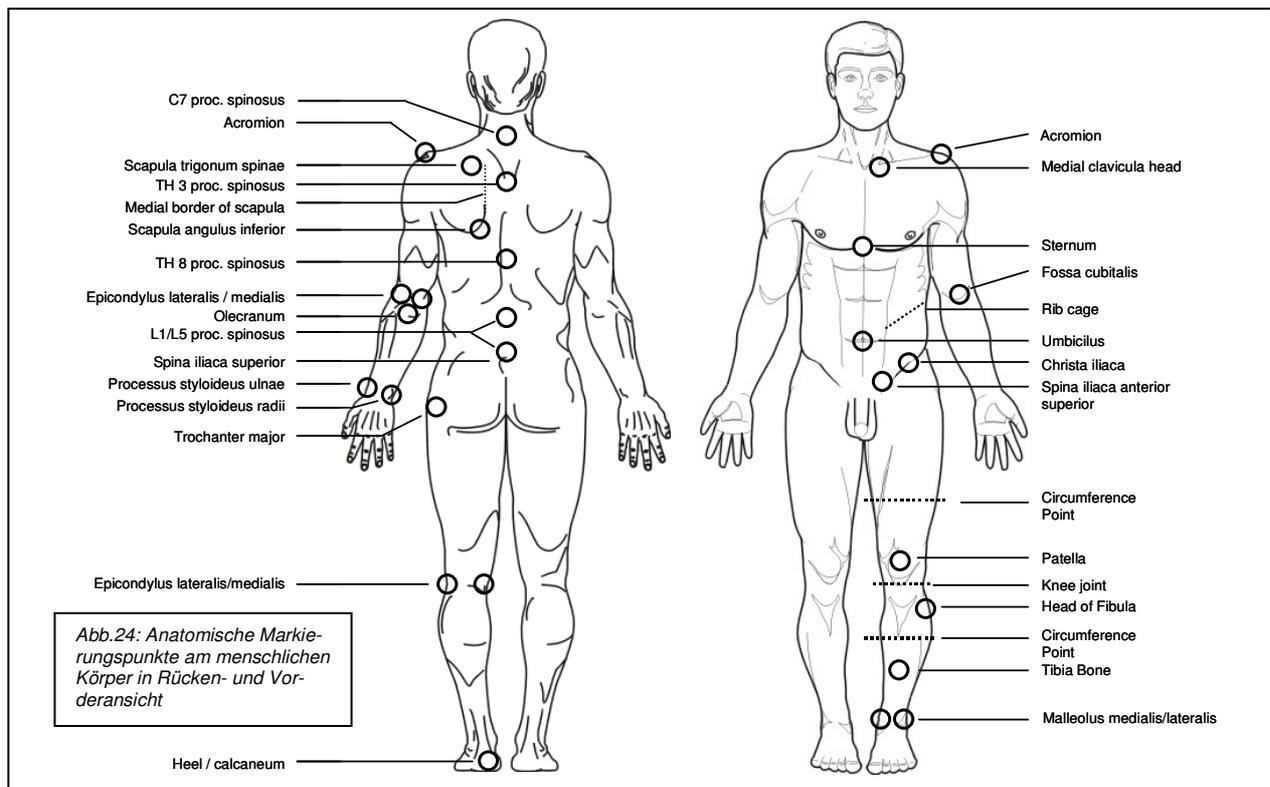
Leitlinien für die Elektrodenapplikation

Generelle Leitlinien

- Feuchtgel-Elektroden zeigen die besten Hautwiderstandswerte
- Benutze kleine Elektroden zur Erhöhung der Selektivität der Messung (Cross Talk minimieren)
- Je kleiner die Elektrode, umso höher die Leitimpedanz
- Wähle den engsten geeigneten Abstand zwischen den Elektroden zur Erhöhung der Selektivität
- Die generelle Empfehlung für den Interelektrodenabstand lautet 2 cm (Elektrodenmittelpunkt zu Mittelpunkt)
- Orientiere die Elektrode parallel zum Muskelfaserverlauf
- Benutze eine möglichst zentrale Position auf dem palpierbaren Muskelbauch (Selektivität)
- Wenn machbar, vermeide die direkte Applikation über motorischen Punkten (siehe nächste Seite)
- Stelle sicher, dass die Elektroden bei Muskelverkürzung auf der aktiven Muskelmasse verbleiben
- Gebrauche ein Navigationssystem mit dominanten anatomischen Punkten und messbaren Distanzen (Abb. 24) zur Reproduktion von Elektrodenpositionen
- Gebrauche Elektroden mit dezentralisiertem Druckknopf, wenn Druckartefakte erwartet werden. (Sitz auf Elektroden, Rückenmuskeln in Rückenlage etc...)

Anatomisches Vermessungssystem

Die meisten Empfehlungen für Elektrodenpositionierungen (z.B. SENIAM) basieren auf einem Vermessungssystem, das sich an anatomisch dominanten oder leicht palpierbaren Bezugspunkten orientiert. Diese Punkte können zur Vermessung (Maßband) der Elektrodenposition benutzt werden (Abb. 24).



Spezifische Aspekte der Elektrodenapplikation

Motorische Punkte

Aufgrund erhöhter Signalinstabilität empfehlen einige Forscher die Vermeidung von Elektrodenapplikationen über motorischen Punkten (3). Das lässt sich der Praxis dynamischer Studien allerdings oft nicht vermeiden. Motorische Punkte können über niederfrequente Stimulation mittels rektangulärem Impuls bestimmt werden.

Relative Bewegung des Muskelbauches

Für dynamische Studien ist es besonders wichtig, die Elektroden möglichst zentral so zu positionieren, dass sie auch nach Muskelverkürzung noch auf der aktiven Muskelmasse verbleiben. In einigen Fällen kann der Muskelbauch extrem unter den Elektroden wegwandern (Abb. 25), und es besteht die Gefahr, dass eine Elektrode von der aktiven Muskelmasse wegmigriert ist. Hiervon sind z. B. der M. biceps brachii und der M.vastus medialis betroffen.

Ein anderer Aspekt betrifft die Verkürzung und Verlängerung der Haut selber. Dieses Problem betrifft zum Beispiel den M. rectus abdominis, M. erector spinae und den M. Trapezius par desc.

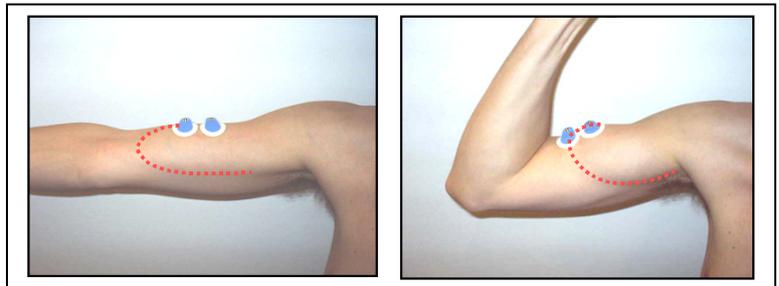


Abb.25: Lageveränderung der Muskelwölbung unterhalb des am Biceps brachii angebrachten Elektrodenpaares. Es ist gut zu sehen, wie die Distanzelektrode durch Muskelanspannung (im rechten Bild) außerhalb des aktiven Muskelbereichs gerät. Es ist daher nötig, die Elektroden bei **gespanntem?** Muskel möglichst zentriert anzubringen.

Wenn Einzelelektroden benutzt werden, sollte auf vermehrten Interelektrodenabstand (z. B. 1 bis 2 cm) geachtet werden, damit die Elektroden sich bei Muskelverkürzung nicht "aufhebeln". Das umgekehrte Problem besteht im Fall von Doppelektroden mit fixiertem Abstand: Aufgrund der Hautprolongation (besonders: M. erector spinae / Rumpfflexion) kommt es leicht zur Ablösung der Elektroden bei der Bewegung.

Kabelfixation

Schlussendlich ist auf eine angemessene Fixation der Kabel und Vorverstärker zu achten, damit diese während dynamischer Bewegung nicht die Elektroden hochhebeln oder gar lösen. Dieser Punkt ist weniger dramatisch in quasi-statischen Testsituationen. Elastische Bänder, Tapes oder Netzstrümpfe können hier sinnvoll eingesetzt werden. Das direkte Übertapen von Elektroden sollte aber vermieden werden, damit ein konstanter Anpressdruck gewährleistet ist.



Abb.26: Befestigung der Kabel mithilfe elastischer Bänder und Tapes

Muskelkarte Frontal

Die meisten der für die Bewegungsfunktion wichtigen Muskeln können durch Oberflächen-Elektroden (rechte Seite auf der Muskelkarte – Abb. 27/28) erfaßt werden. Für eine sichere oder selektive Erfassung tiefergelegener, sehr schmaler oder überlagerter Muskeln müssen Fine-Wire-Elektroden eingesetzt werden (linke Seite in Abb. 27/28). Die Muskelkarten zeigen eine Selektion der in kinesiologischen Studien oft genutzten Muskeln. Die gelben Punkte der Oberflächenableitungen indizieren die Orientierung der Elektrodenpaare zur Muskelfaserrichtung (Vorschläge zusammengetragen aus 1, 4, 10 und SENIAM).

Frontale Ansicht

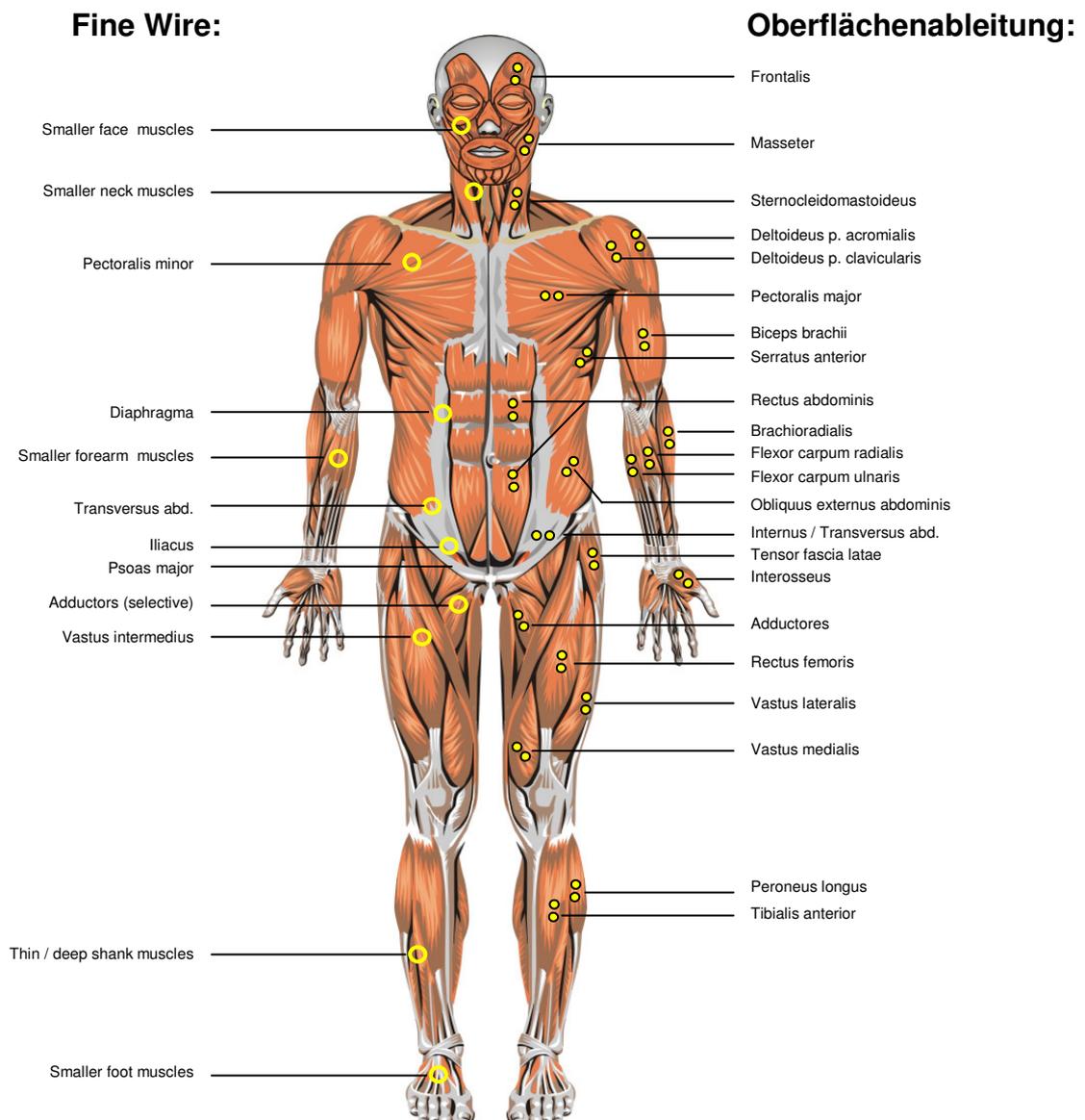


Abb. 27: Anatomische Positionen ausgewählter Elektrodenmesspunkte – Vorderansicht. Die linken Messpunkte zeigen tiefliegende Muskeln und Positionen für Feinkabelelektroden an, auf der rechte Seite Oberflächenmuskeln und zugehörige Messpunkte.

Muskelkarte Dorsal

Dorsale Ansicht

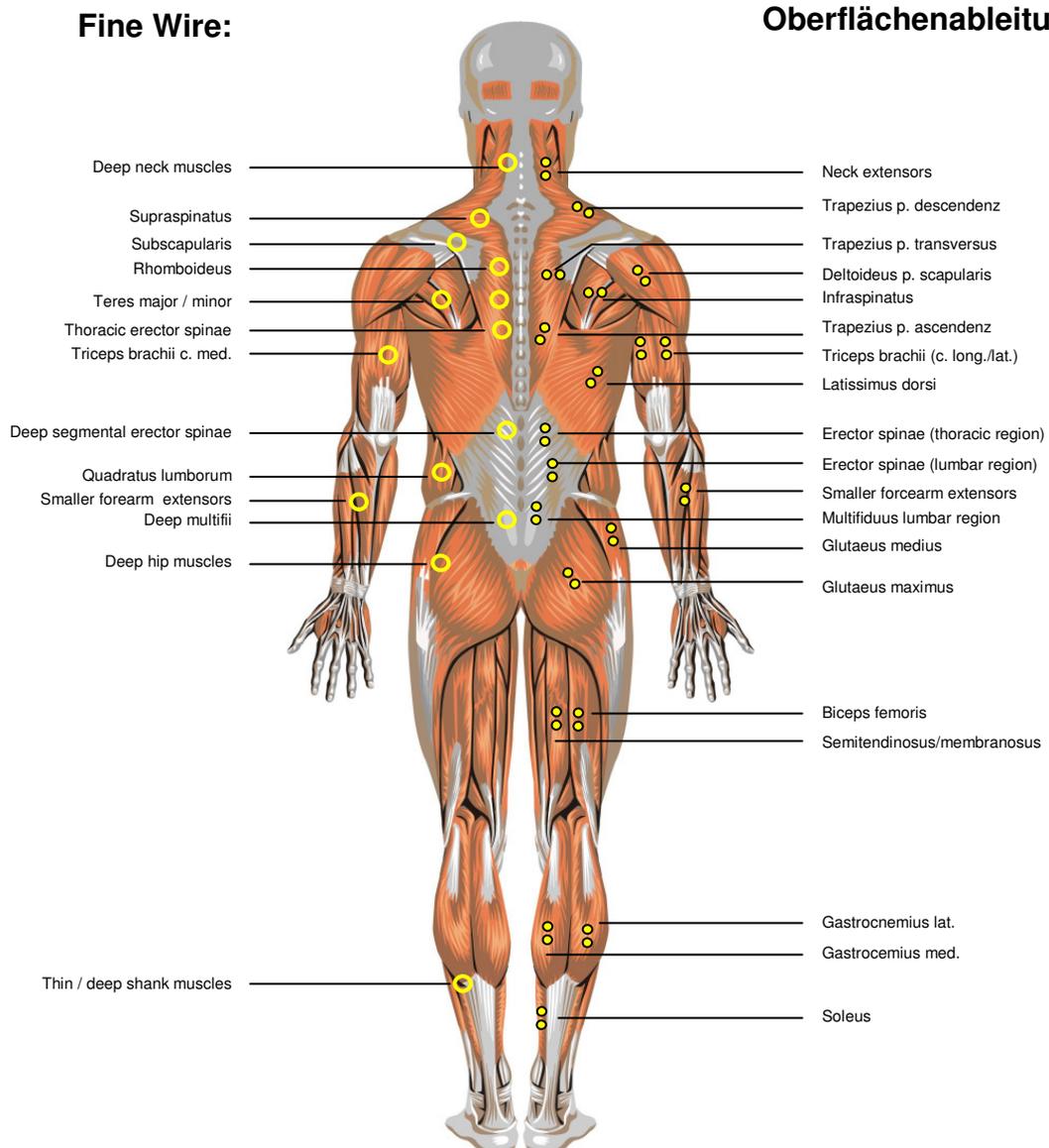


Abb. 28: Anatomische Positionen ausgewählter Elektrodenmesspunkte – Rückansicht. Die linken Messpunkte zeigen tiefliegende Muskeln und Positionen für Feinkabelelektroden an, auf der rechten Seite Oberflächenmuskeln und Messpunkte.

Referenzelektrode

Zumindest eine Referenzelektrode pro Subjekt muss mitapplied werden. Normalerweise werden hierfür elektrisch unbeteiligte Areale ausgesucht, z.B. Gelenke, knöcherne Bereiche, Stirn, Beckenkamm, Tibiaplateau etc. Neueste Verstärkertechnologien (Noraxon Aktivkabel) benötigen keine spezielle Lokalität. Es sollte nicht vergessen werden, die Haut auch für die Referenzelektrode zu präparieren, ferner sollte die Referenzelektrode eine Mindestgröße (aktive Leitfläche) von mindestens 1 cm (oder besser größer) haben.

Signal-Testprozeduren 1

Eine wichtige Maßnahmen für alle EMG-Versuche ist das gründliche Überprüfen der Signalvalidität und -qualität, unabhängig von der durchgeführten Hautvorbereitungsmethode und Elektrodenapplikationstechnik. Mehrere Schritte sollten hier in Erwägung gezogen werden:

1) Überprüfung der Signalvalidität

Dieser Punkt widmet sich der grundsätzlichen Frage: Messe ich den richtigen Muskel und sehe ich ein gültiges Signal? So kann es passieren, dass aufgrund von Untersuchungsstress versehentlich Kabel vertauscht werden. Die Validität und korrekte Kanalbelegungen sollte durch eine abschließende Muskelfunktionsprüfung (möglichst isoliertes Anspannen jedes gemessenen Muskels) gecheckt werden.

Später, beim Testen der EMG-Nulllinie, sollte auch die Sensitivität der Elektrode gegen Kabelbewegungen, Segmentbewegungen und lokale Druckeinflüsse (z.B. wenn man auf den Elektroden sitzt) getestet werden. Bei Messungen über sehr adipösen Ableitstellen (z.B. 4 cm) kann es passieren, dass überhaupt kein Messsignal mehr sichtbar wird oder die Relation von Nulllinie zu Nutzsignal sehr ungünstig ausfällt. Explizite statische Testkontraktionen basierend auf Muskelfunktions-Test-Techniken schaffen Klarheit darüber, ob die EMG-Messung valide Signale liefert oder der Proband in der Lage ist, seinen Muskel zu innervieren.

2) Impedanz-Test

Wenn die Hautvorbereitung korrekt durchgeführt wurde, erhält die Haut typischerweise eine leicht hellrote Farbe (gesteigerte Durchblutung). Dies indiziert bereits einen guten Hautwiderstand. Zur Überprüfung kann der Ohm-Widerstand zwischen den Elektroden gemessen werden. Dieser Schritt ist speziell für Anfänger und sehr anspruchsvolle Studiendesigns hilfreich (einige Peer Review Journals verlangen die Kontrolle/Dokumentation des Impedanzwertes). Normalerweise benötigt eine Elektrodenapplikation 5 Minuten, um einen elektrisch stabilen Zustand zu erreichen: in der ersten Minute kann die Impedanz um bis zu 50% fallen, bedingt durch chemische Reaktionen in den beteiligten Hautschichten. Impedanzbereiche können für handelsübliche EMG-Verstärker folgendermaßen klassifiziert werden:



Abb. 29: EMG Elektroden-Impedanz-Tester – Modell NORAXON INC USA

| Impedanzbereich (KOhm) | Empfehlung |
|------------------------|---|
| 1 – 5 | - sehr gute Bedingungen |
| 5 – 10 | - gut und empfohlen wenn immer machbar |
| 10 – 30 | - akzeptierbar für einfache Messbedingungen |
| 30 – 50 | - weniger gut, Vorsicht ist von Nöten |
| > 50 | - sollte vermieden werden, verlangt erneute Vorbereitung in KinEMG Studien, oder verstärkte Filterung |

Abb. 30: Empfehlungen für verschiedene Elektroden/Haut Impedanz-Bereiche

3) Inspektion der EMG-Nulllinienqualität

Die **visuelle Inspektion** der Roh-EMG-Nulllinie ist der wichtigste Schritt überhaupt und kann nicht durch andere Methoden (z. B. automatischer Impedanzcheck) ersetzt werden. Der Verstärker muß ein Signal im Millionstel-Volt-Bereich erfassen, und dieses winzige bioelektrische Signal kann bei unsachgemäßem Umgang schnell durch externe Störspannungen beeinflusst werden. Nachdem die Elektroden an die Kabel angeschlossen wurden, starten Sie den Signalmonitor und zoomen Sie die unbearbeitete EMG-Nulllinie für jeden gemessenen Kanal (nacheinander) hoch. Der Proband sollte hierbei komplett relaxieren. Am besten ist es, den Probanden auf eine Therapieliege oder ähnliche Unterlage zu lagern, die die (Muskel-) Entspannung erleichtert. Die EMG-Nulllinieninspektion fokussiert sich auf folgende drei Kriterien:

A) Nulllinienrauschen

Ein komplett rauschfreies Messen ist nahezu unmöglich: kleine Amplituden-Spikes zufälliger Natur können auftreten, aber sie sollten nicht 10 bis 15 Mikrovolt überschreiten. Das mittlere Grundrauschen (= berechnen Sie die mittlere Amplitude eines 5-sekündigen gleichgerichteten Signalausschnitts) sollte zwischen 1 (= sehr gut) und 3,5 Mikrovolt liegen. Ein Frequenzverteilungsspektrum (nächste Seite) ist eine zweite objektive Möglichkeit der Nulllinien-Qualitätskontrolle.

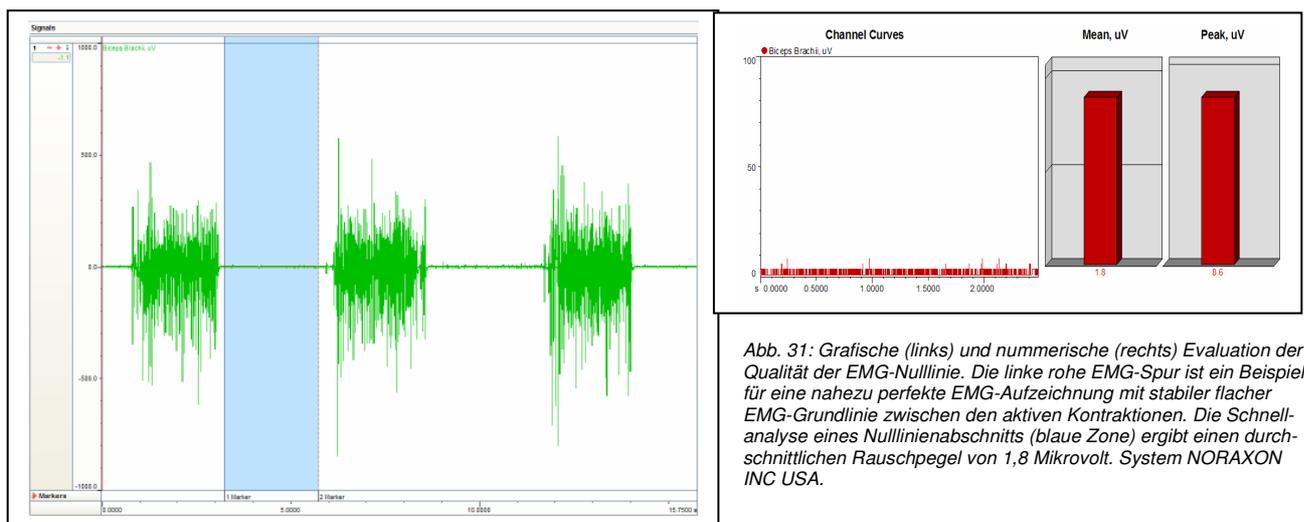


Abb. 31: Grafische (links) und numerische (rechts) Evaluation der Qualität der EMG-Nulllinie. Die linke rohe EMG-Spur ist ein Beispiel für eine nahezu perfekte EMG-Aufzeichnung mit stabiler flacher EMG-Grundlinie zwischen den aktiven Kontraktionen. Die Schnellanalyse eines Nulllinienabschnitts (blaue Zone) ergibt einen durchschnittlichen Rauschpegel von 1,8 Mikrovolt. System NORAXON INC USA.

2) Nulllinien Offset

Die meisten Verstärker arbeiten mit einer automatischen Offset-Korrektur. Dennoch ist es möglich, dass die EMG-Nulllinie von der tatsächlichen Nulllinie wegshiftet (Test: Mittelwert der Nulllinie \neq Null). Falls nicht identifiziert und korrigiert ergibt jede Amplitudenberechnung für diese Messung invalide Werte.

3) Nulllinien - Shifts

Die Nulllinie vor/nach Kontraktionen sollte immer auf der tatsächlichen Nulllinie verbleiben (siehe EMG-Artefakte, Nulllinien-Shifts)

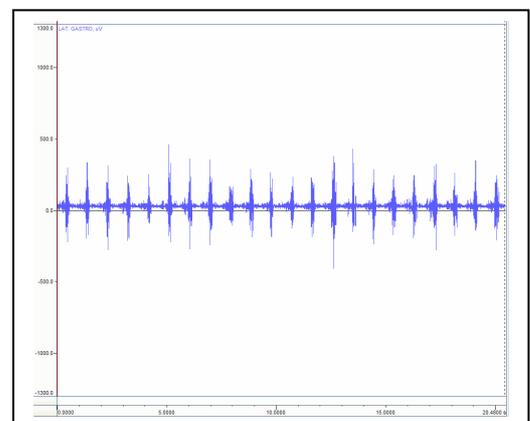


Abb. 32: Ein Beispiel für eine unregelmäßig verschobene Nulllinie. Um diese Verschiebung zu korrigieren, müssen spezielle Nachbearbeitungsfunktionen angewendet werden.

4) Frequenzverteilungsanalyse

Die Kapazität heutiger Computer erlaubt den einfachen und schnellen Check der EMG-Frequenzverteilung. Ausgehend von den aktuellen Verstärker-Bandpassempfehlungen (SENIAM, ISEK), d.h. 10 Hz Hochpass und 450 - 500 Hz Tiefpass, findet man die meiste Frequenzleistung des EMGs bei 10 bis 250 Hz. Die Signalleistungsverteilung kann mit einer „Fast Fourier Transformation“ (FFT) berechnet und grafisch als **Totales Leistungsspektrum** der EMG-Signals dargestellt werden (Abb. 33). Es zeigt die Signalleistung (Y-Achse) in Relation zum Frequenzband (X-Achse).

Die exakte Form des Totalen Leistungsspektrums kann erheblich variieren, abhängig vom gewählten FFT-Algorithmus und den Messbedingungen (insbesondere Muskeltyp, Muskellänge und Gewebe/Hautfiltereffekte). Um einen Signaltest durchzuführen, sollte der Proband den untersuchten Muskel bei ca. 40-60% seines subjektiv eingeschätzten Maximums statisch anspannen und für 3 bis 5 Sekunden halten. Nach dem Abspeichern sollte ein Analyseintervall von ca. 1 Sekunde gewählt und hierfür ein Leistungsspektrum erstellt werden. Folgende typische Charakteristiken können untersucht werden:

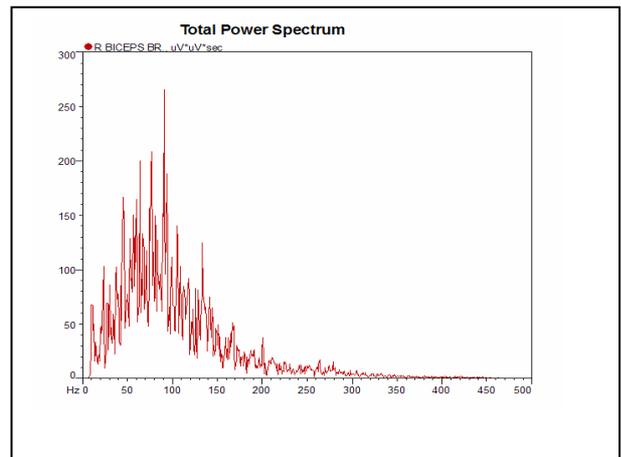


Abb. 33: Das Totale Leistungsspektrum einer Oberflächen-EMG-Aufzeichnung: Der größte Teil der Signalstärke liegt zwischen 10 und 250 Hz.

- Starker Anstieg des Signales (10Hz)
- Die Spitzenfrequenz liegt typischerweise zwischen 50 und 80 Hz.
- Von hier fällt das Spektrum kontinuierlich ab und erreicht die Nulllinie bei 200 bis 250 Hz.
- Beobachte untypische Signalspitzen, besonders außerhalb des Bandpasses.
- Überprüfe, ob ein dominanter Peak bei 50 Hz (EU) oder 60 Hz (USA) sichtbar ist (= starkes Einstrahlen von Netzbrummen)

Das Leistungsspektrum kann relativ leicht netzstrombedingte Störungen auf der Nulllinie (Abb. 34) oder im EMG-Nutzsignal identifizieren und es von tatsächlich erhöhter physiologischer Innervation (z.B. mangelnde Relaxationsfähigkeit) separieren (siehe auch nächste Seite):

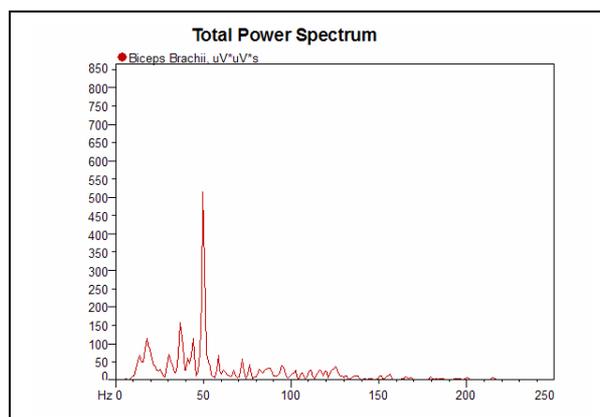


Abb 34: Das Leistungsspektrum einer durch Netzbrummen kontaminierten EMG-Aufzeichnung: Durch den hohen Ausschlag bei 50 Hz lässt sich die Ursache des Störsignals als typisches erhöhtes Grundrauschen aus dem Stromversorgungsnetz des betreffenden Raumes identifizieren. (siehe auch Abb. 33)

EMG-Artefakte

Aufgrund seiner sensitiven Signalnatur (der Signalbereich startet bei wenigen Mikrovolt) kann das EMG-Signal von diversen externen Störsignalen oder Artefakten beeinflusst werden. Die meisten können verhindert werden, wenn die zuvor erwähnten Richtlinien zur korrekten Hautvorbereitung und Elektrodenpositionierung beachtet werden. Zur besseren Erkennung möglicher Artefakte zeigen die folgenden Messsignale typische artefaktkontaminierte EMG-Kurven.

Einstrahlendes 50-Hz-Netzbrummen

Der EMG-Verstärker kann von erhöhtem Netzgrundrauschen beeinflusst sein, was sich in einem erhöhten Nulllinien-Rauschen (50-Hz-Rauschen) bemerkbar macht – Abb. 35). Falls Probleme mit den Elektroden auszuschließen sind, ist in den meisten Fällen ein anderes elektrisches Gerät mit unzureichender Erdung der Grund. Zur Lösung dieses Problems müssen alle elektrisch versorgten Geräte, insbesondere wenn sie mit Elektromotoren ausgestattet sind (Laufbänder, Trainingsmaschinen, Isokineten etc.) getestet werden. Versuchen Sie auch, die Steckdose zu wechseln, und vermeiden Sie Steckerleisten und Kabeltrommeln.

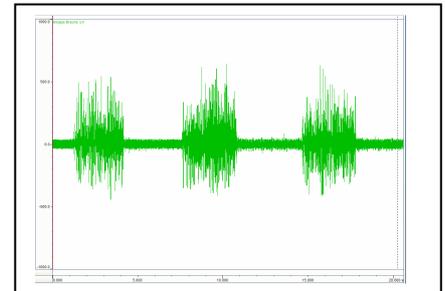


Abb. 35: Durch Netzbrummen gestörte Roh-EMG-Aufzeichnung

Nulllinien-Offset

Diese konstante Verschiebung der Nulllinie (Abb. 36) resultiert aus Messungen, bei denen die Elektroden nach Start der Autokalibrierung angebracht wurden oder die Probanden bei Messstart nicht entspannt waren. Benutzen Sie eine Offset-Korrektur in der Signalverarbeitung oder, wenn rechtzeitig erkannt, starten Sie die Messinitialisierung erneut.

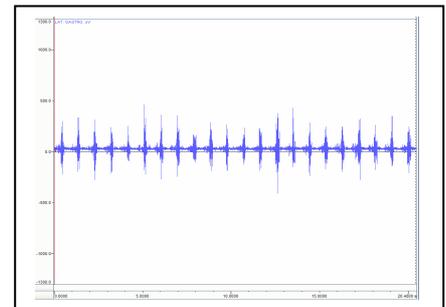


Abb. 36: Roh-EMG-Aufzeichnung mit einer konstanten Verschiebung gegen Plus

Nulllinien-Shifts

Eine regulärer EMG-Ausschlag fällt binnen Millisekunden zur Nulllinie zurück und verbleibt konstant auf ihr. Jeder sichtbare Shift > 5 ms indiziert ein Artefakt (Abb. 37). Typischerweise passiert dies durch Kabelbewegungsartefakte, Volumenänderungen zwischen Muskel und Elektroden (z.B. externe Kräfte hebeln an den Elektroden) oder lokale Drücke auf die Ableitstelle. Bei Sprungstudien oder vergleichbaren Bewegungen können diese Nulllinienshifts vermehrt auftreten, da aufgrund von Beschleunigungsstößen die Muskelmasse kurzzeitig unter den Elektroden wegschwingt. Eine sehr gründliche Kabel- und Elektrodenfixierung, gepaart mit einer sehr guten Hautvorbereitung, kann helfen, diese Probleme zu minimieren.

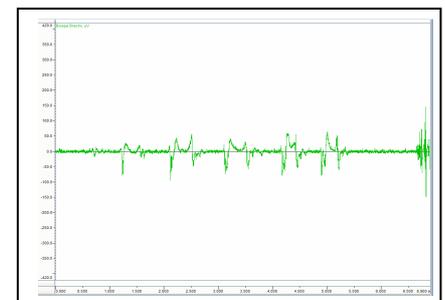


Abb. 37: Roh-EMG-Aufzeichnung mit durch Kabelbewegungen verursachten Artefakten

EKG-Artefakte

Wenn immer in Herznähe gemessen wird (Schulter- und Rumpfmuskeln der linken Seite), können EKG-Artefakte die EMG-Messung kontaminieren (Abb. 38). Es handelt sich um ein biologisches Artefakt, das oft nicht vermieden werden kann. Es kann durch sehr gute Hautvorbereitung und Repositionierung der Referenzelektrode vermindert werden. Aktuell entwickelte mathematische Algorithmen können diese Artefakte erkennen und eliminieren, ohne das EMG-Nutzsignal zu verändern (siehe Signalverarbeitung EKG-Reduktion)

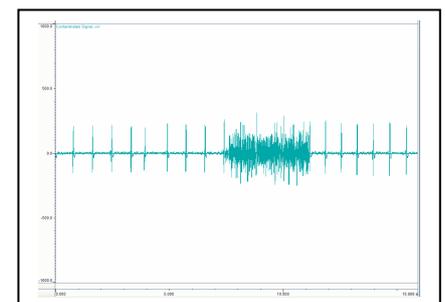


Abb. 38: Roh-EMG-Aufzeichnung mit EKG-Störspitzen

Checkliste EMG-Messung

| Aktion / Schritt | Bemerkungen |
|--|---|
| 1. Bitten Sie die Probanden, angemessene Kleidung zu tragen. | Der Zugang zu den Muskeln, die evtl. durch Hosen etc. bedeckt sind, muss gewährleistet sein. Zu steife Kleidung über den Elektroden kann Artefakte verursachen. |
| 2. Um die korrekten Stellen für die Elektroden auszumachen, gebrauchen Sie ein Navigationssystem mit dominanten, unverwechselbaren anatomischen Punkten und messbaren Distanzen. | Nehmen Sie zur Markierung von Orientierungspunkten und -linien einen Stift und zum Abmessen von Distanzen ein flexibles Maßband zur Hilfe. Befolgen Sie z.B. die SENIAM-Richtlinien. |
| 3. Reinigen Sie die Hautstellen mit einer abrasiven und leitenden Flüssigkeit. | Die ist die einfachste und schnellste Methode. Alternativ: sehr gründliche Reinigung mit Alkohol. |
| 4. Bringen Sie die Elektroden typischerweise mit 2 cm Abstand voneinander und parallel zu den Muskelfasern an und benutzen Sie die kleinsten zur Verfügung stehenden Elektroden. | Vermeiden Sie nach Möglichkeit motorische Punkte und wählen Sie den mittigen Abschnitt des Muskelbauches, um die Selektivität zu erhöhen und das Risiko der Verschiebung des Muskelbauches während der Messung zu verringern. |
| 5. Warten Sie nun mindestens 3 Minuten ab und nutzen Sie diese Zeit zum Dehnen, Aufwärmen und zur Vorbereitung des Probanden. | Der Kontakt zwischen Elektrode und Haut benötigt eine gewisse Zeit, um einen stabilen elektrischen Zustand (Hautleitfähigkeit/Impedanz) zu erreichen. Anfänger sollten nicht zögern, die Impedanz ggf. nachzumessen. |
| 6. Verbinden und fixieren Sie alle Kabel. | Befestigen Sie bei dynamischen Bewegungsabläufen alle Kabel mit hinreichend Spielraum, um zu vermeiden, dass Hebelkräfte auf die Elektroden wirken können. |
| 7. Bitten Sie die zu untersuchende Person, sich auf eine Liege zu legen und zu entspannen. | Ähnliche Positionen wie das Liegen auf dem Boden oder Sitzen können ebenso gut geeignet sein. |
| 8. Schalten Sie den Signalmonitor ein und überprüfen Sie jede einzelne EMG-Kurve - zunächst mit besonderem Augenmerk auf die Grundlinie! | Anschließend auf Rauschlevel, Verschiebung um die Nulllinie und mögliche Abweichungen während der Gelenkbewegung überprüfen. |
| 9. Überprüfen Sie die aktiven EMG-Ausschläge: Können Sie EMG erkennen? | Bei manuellen Muskeltests sollte das generelle Erscheinungsbild der EMG-Salven überprüft werden. |

Signalverarbeitung - Gleichrichtung

Generelle Anmerkungen

Die Roh-EMG-Aufzeichnung beinhaltet bereits sehr wichtige Informationen und dient als erste objektive Information und Dokumentation der Muskelinnervation. Die „Einschalt-/Ausschalt-“ und der „Mehr-/Weniger“-Charakteristiken können bei geübtem Auge direkt abgeleitet werden und ergeben ein erstes Verständnis der neuromuskulären Kontrolle von Test- und Trainingsaktivitäten. Sofern eine quantitative Datenanalyse angestrebt ist, wird in der Regel eine **EMG-spezifische Signalverarbeitung** angewendet, um die Reliabilität und Validität der Parameter zu steigern. Wissenschaftliche Empfehlungen (ISEK, SENIAM) legen eine originäre Messaufnahme des Rohsignals ohne jede Hardware-Filterung (z.B. Notchfilter) nahe. Eine Ausnahme stellt der hardware-seitige EMG-Bandpassfilter (10Hz – 500 Hz) dar, der in Abhängigkeit zur Messfrequenz und Verstärkerdaten ein Anti-Aliasing vermeiden soll. Im optimalen Fall kann jede post-hoc-Signalverarbeitung bei Bedarf zum Roh-Signal restituiert werden. Die am meisten etablierten Signalverarbeitungsschritte werden im Folgenden dargestellt.

Vollgleichrichtung

In einem Schritt werden alle negativen Amplituden durch mathematische Betragsbildung positiviert, die negativen Signalaussschläge werden „nach oben“ geklappt (Abb. 39). Neben der einfacheren Amplitudenerkennung ist der Haupteffekt, dass nun **Standardamplitudenparameter** wie Mittelwert, Maximum und Minimum sowie Integral berechnet werden können (bipolare Roh-Kurven haben einen Mittelwert/Integral von Null).

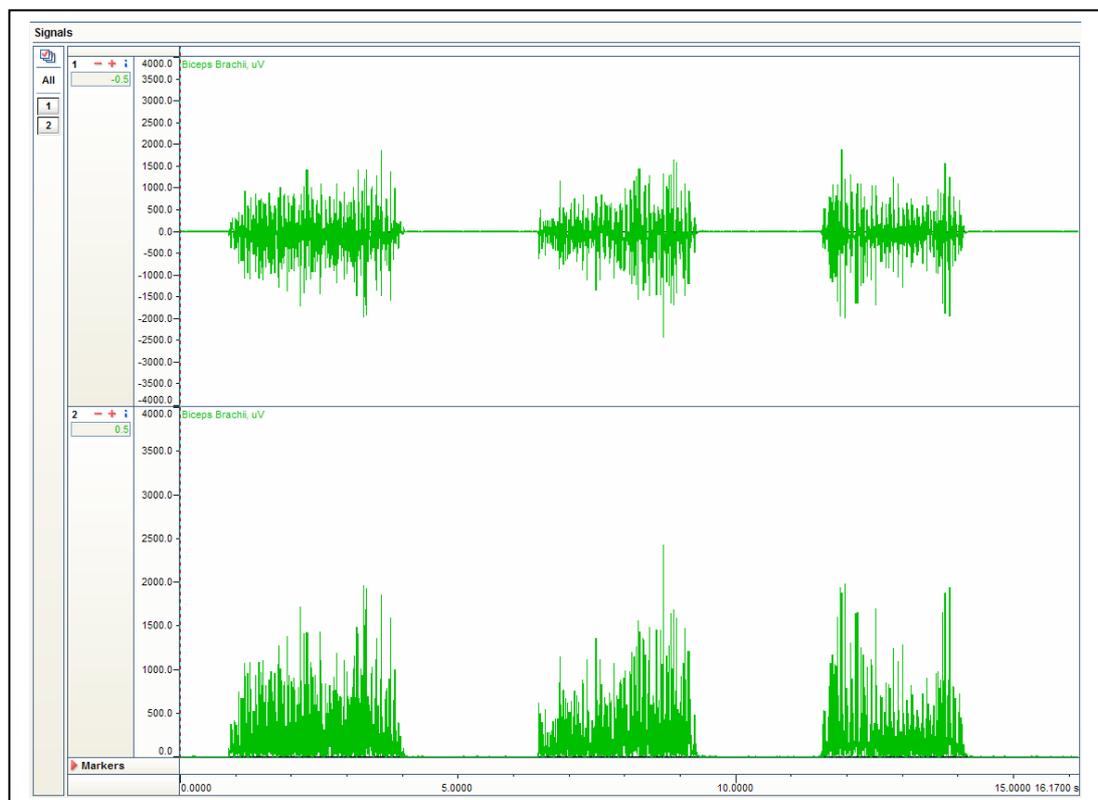


Abb. 39: Roh-EMG-Aufzeichnung (oberer Kanal) und dessen voll-gleichgerichtete Version (unterer Kanal)

Generelle Anmerkungen

Wie schon bereits angemerkt, ist das EMG-Signal stochastischer Natur: Der Set aktuell innervierter motorischer Einheiten im Querschnitt des Muskels variiert ständig, und die elektrische Summierung des Aktionspotentials erhält einen zufälligen Charakter. Das resultiert in der Tatsache, dass ein gegebenes Roh-EMG in seiner exakten Form nicht ein zweites Mal reproduziert werden kann. Diese signalimmanente Variabilität wird durch Applikation von digitalen Glättungsverfahren minimiert, bei denen die nichtreproduzierbaren Amplitudenspitzen eliminiert werden. Die resultierende geglättete Kurve zeigt den gemittelten Signaltrend der Amplitude und wird Hüllkurve oder „Linear envelope“ genannt. Zwei Algorithmen sind etabliert:

Gleitender Mittelwert (Movag) Basierend auf einem anwenderdefinierten Zeitfenster wird mittels gleitender Fenstertechnik eine konstante Anzahl von Amplitudenwerten gemittelt und konstant über das Signal „geschoben“ (Abb. 40). Wenn für gleichgerichtete Signale benutzt und parametrisiert, spricht man vom gemittelten, gleichgerichteten (Amplituden-) Wert („Average Rectified Value **AVR**“), der als „...Schätzgröße für das Amplitudenverhalten...“ (SENIAM) fungiert.

Root Mean Square (RMS) Basierend der mathematisch quadrierten Wurzel reflektiert der RMS-Wert die mittlere Leistung des Signals (auch RMS-EMG genannt) und gilt derzeit als der standardmäßig empfohlene Glättungsalgorithmus für EMG-Signale (2,3).

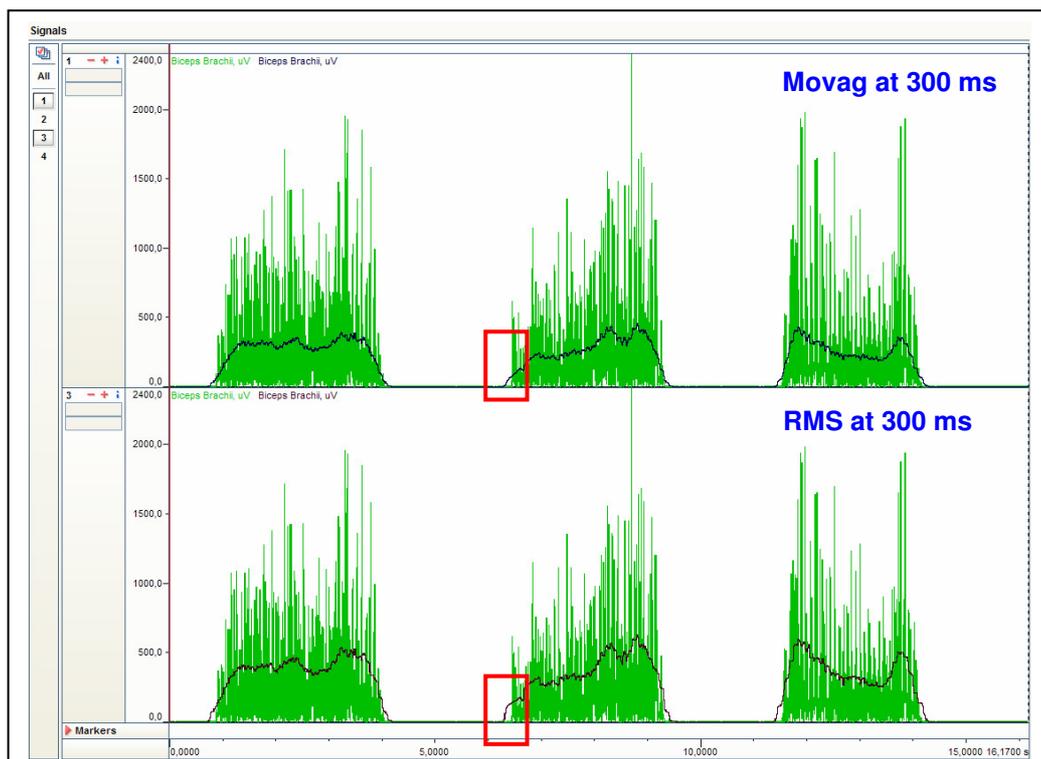


Abb 40: Vergleich zweier Glättungsalgorithmen unter Verwendung der gleichen Fensterbreite: Obwohl sehr ähnlich in der Form, zeigt der RMS-Algorithmus (untere Linie) höhere EMG-Ausschläge als der MovAg-Algorithmus (obere Linie).

Beide Algorithmen werden für ein bestimmtes Zeitfenster bestimmt, typischerweise werden in kinesiologicalen Studien 20ms (schnelle Bewegungen wie Sprünge, Reflex-Studien) bis zu 500 ms (langsame oder statische Aktivitäten) benutzt. Werte zwischen 50 und 100 ms eignen sich für die meisten normalen EMG-Experimente. Je größer das Zeitfenster gewählt wird, umso höher ist das Risiko der Phasenverschiebung in stark ansteigenden Kontraktionen (siehe rotes Rechteck in Abb. 40).

Generelle Anmerkungen

Mit Ausnahme des verstärkerbedingten Bandpass-Filters ist ein zusätzliches Filtern von EMG-Kurven in kinesiologischen Studien nicht nötig (aktuelle Verstärkertechnik vorausgesetzt). Wie bereits erwähnt, verweigern wissenschaftliche Leitlinien (ISEK, SENIAM) engere EMG-Bandpass-Einstellungen und verlangen ein ungefiltertes Erfassen im vollen EMG-Bandpass (10-500 Hz). Insbesondere Notch-Filter (zum Eliminieren von 50Hz/60Hz-Störsignalen) sind nicht akzeptiert, da sie zuviel originäre EMG-Leistung eliminieren (bis zu 40%). Biofeedback Verstärker mit stark vorgefilterten Signalen sollten für wissenschaftlich angelegte kinesiologische Studien nicht verwendet werden, tun aber gute Dienste in der Trainings- und Therapiesteuerung.

Anwendung von digitalen Filtern

In bestimmten Situationen mag es sinnvoll und angemessen sein, zusätzliche digitale Filter zu verwenden. Alternativ zur Movag- oder RMS-Glättung kann ein Tiefpass-Filter bei 6 Hz (**Butterworth** 2ter Ordnung oder höher – Abb. 41) zur Generierung der Hüllkurve angewendet werden (11). Ein Vorteil von Digitalfiltern ist, dass sie rekursiv eingesetzt werden können, was den Phasenshift bei stark ansteigenden Kontraktionen minimiert (s. vorhergehendes Kapitel).

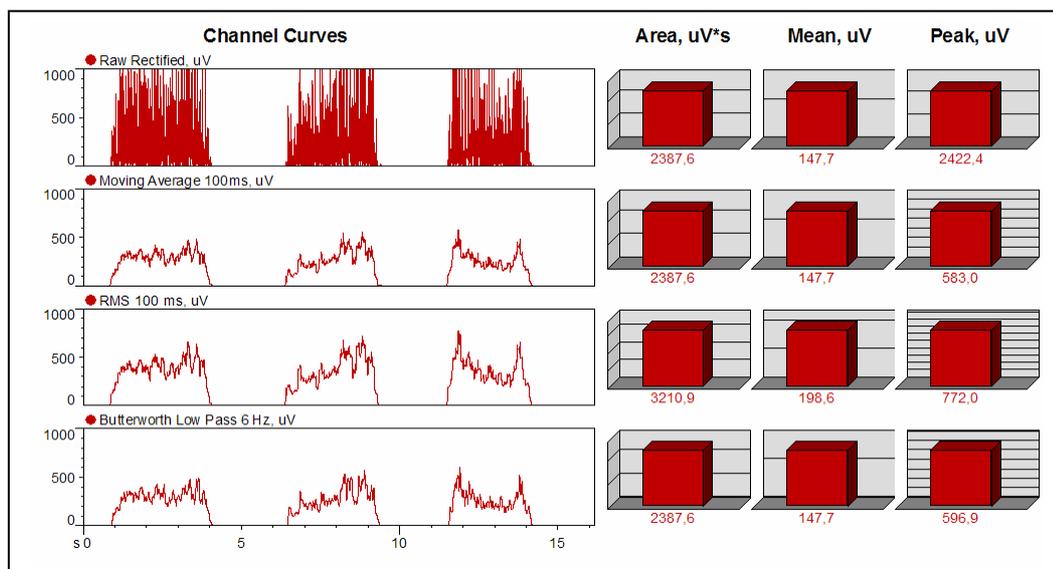


Abb. 41: Vergleich dreier Glättungsalgorithmen und ihrer Wirkung auf Amplitudenform und statistische Werte. Der 6-Hz-Butterworth-Tiefpassfilter (unterster Kanal) verglichen mit einem MovAg und RMS mit 100 ms Fensterbreite. Der Butterworth-Filter ist nahezu identisch mit dem Movag, der RMS hingegen zeigt deutlich höhere Signalleistung

Dynamische Fine-Wire-Studien können unter Bewegungsartefakten/Dislokationen der Elektrodenfäden leiden (Abb. 23). Diese können oft durch Erhöhung der Hochpass-Filters von 10 auf 20 oder 25 Hz minimiert werden (siehe Kapitel „Fine-Wire-Elektroden“). Diese Filterstellung beeinflusst nicht z.B. in Gangstudien generierte gemittelte EMG-Kurven (siehe Kapitel „Gemitteltes EMG“). Die Nutzung von Vaginal- oder Analsonden-Messungen kann ebenfalls durch Erhöhung des Hochpass-Filters optimiert werden, da hierdurch Grundlinienshifts infolge instabiler Kontakte zwischen Sonde und Muskulatur stabilisiert werden. Finite-Impulse-Response-Filter (FIR) und Infinite-Impulse-Response-Filter (IIR) mit mehreren Unterklassen (window edge fading) existieren, und Spezialisten können durch Auswahl geeigneter Filterkoeffizienten das Messsignal optimal an das Analyseziel anpassen. Ansonsten gilt das RMS- oder Movag-geglättete, gleichgerichtete EMG als das Standardverfahren in der kinesiologischen Elektromyographie.

Generelle Anmerkungen

Ein großer Nachteil jeder EMG Analyse ist, dass die mikrovoltskalierten Amplitudenwerte sehr stark von der gegebenen Messbedingung abhängen (siehe Kapitel „Einfluss der Ableitbedingung“): Hiervon betroffen sind Vergleiche von EMGs unterschiedlicher Ableitorte, Probanden und sogar Tag-zu-Tag Retestungen der gleichen Ableitstelle. Eine Möglichkeit, die ableitbedingte Variabilität zu eliminieren, ist die Normalisierung des Amplitudenwertes zu einem Referenzwert, z.B. dem Innervationsniveau einer maximalen Willkürkontraktion. Die grundsätzliche Idee hierbei ist, die Muskelinnervation zu einem physiologisch relevanten Referenzwert zu rekalisieren, z.B. zum Prozentwert der maximal durchführbaren Innervationskapazität. Andere Methoden normalisieren zum versuchsinternen Mittelwert eines gegebenen Versuches oder zu einer submaximalen Referenzaktivität. Der hauptsächliche Effekt aller Normalisierungsroutinen ist, dass der Einfluss der lokalen Ableitbedingungen eliminiert wird und die Amplitudendaten von Mikrovolt auf Prozent eines gewählten Referenzwertes reskaliert werden. Hierbei ist wichtig zu verstehen, dass die Amplitudennormalisierung nicht die Form der EMG-Kurve ändert, sondern nur deren Y-Achsen-Skalierung.

Das Konzept der MVC-Normalisierung

Die beliebteste Methode ist die MVC-Normalisierung (**M**aximum **V**oluntary **C**ontraction), die die Durchführung einer dem eigentlichen Versuch vorgeschalteten Maximalkontraktion jedes gemessenen Muskels bedingt (Abb. 42).

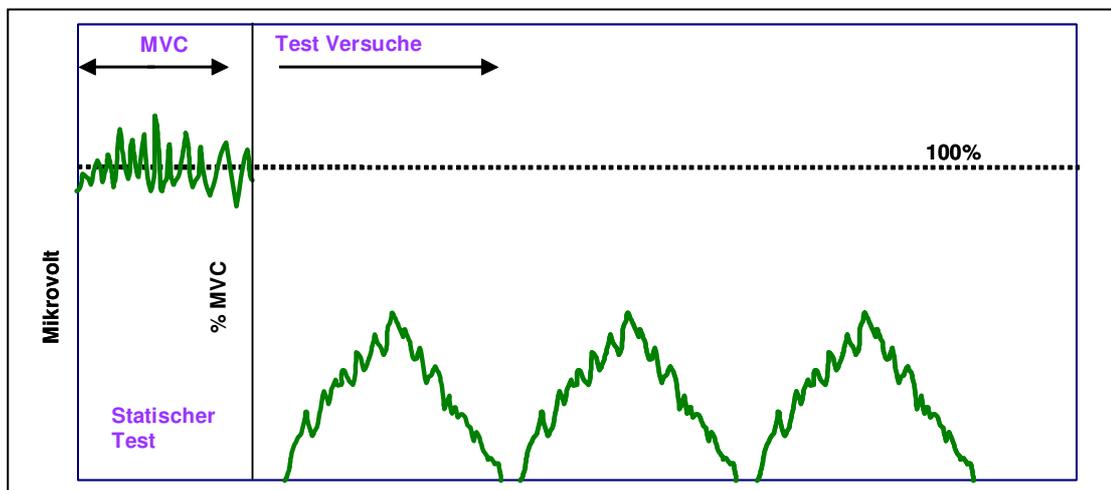


Abb. 42: Das Konzept der MVC-Normalisierung. Vor Beginn des Tests / der Übungen wird eine statische MVC-Kontraktion für jeden Muskel durchgeführt. Dieses MVC-Innervations-Level dient als Referenzlevel (=100%) für alle nachfolgenden Versuche.

Normalerweise werden MVC-Kontraktionen gegen statischen Widerstand durchgeführt. Um eine valide Maximalinnervation durchzuführen, ist eine sehr gute Fixierung aller involvierten Segmente wichtig. Ungewübte Probanden werden Probleme haben, wirklich maximal anzuspannen, da sie dies nicht gewöhnt sind. Logischerweise können (und sollten) Patienten keine MVCs mit verletzten Strukturen durchführen, und alternative Analysekonzepte müssen in Erwägung gezogen werden. In Hinblick auf individuelle Therapiesteuerung können klinische Konzepte mit tagesabhängigen „akzeptierbaren Maximalinnervationen“ (Acceptable Maximum Effort – AME) arbeiten, um eine biofeedback-orientierte Therapiesteuerung zu erlauben.

Die Praxis der MVC-Normalisierung

Der MVC-Test muss für jeden Muskel separat durchgeführt werden. Der erste Schritt ist, eine Übung/Position zu finden, die eine maximale Innervation (nicht Kraft-Output!) erlaubt. Für Extremitätenmuskeln können üblicherweise eingelenkige, in der Mittelposition des Gelenkbewegungsbereiches statisch fixierte genutzt werden. Für Rumpfmuskeln funktionieren Übungen, die die jeweilige Muskelkette komplett innervieren, am besten. Bemerkenswert ist hierbei, dass in Abhängigkeit von den individuellen koordinativen Voraussetzungen unterschiedliche Testpositionen die jeweils höchste Innervation produzieren können, insbesondere bei Rumpfmuskeln. So kann es nötig sein, zuerst in Vorstudien 2-3 Topkandidaten für die Maximalinnervation zu bestimmen und zu prüfen, wo denn die maximale Innervation typischerweise gefunden wird. Anschließend arrangiert man diese Topkandidaten in einer Bewegungssequenz und läßt sie in Zufallsreihenfolge durchführen (Abb. 43).

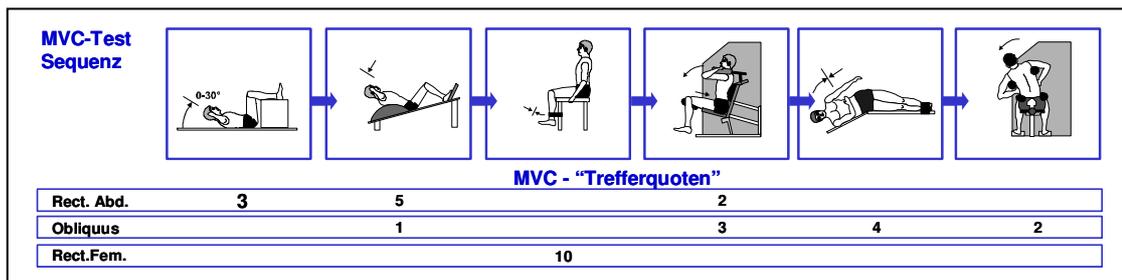


Abb. 43: MVC-Testsequenz für Rumpf-/ Hüft-Beugemuskel (Rectus abd., Obliquus ext. abd., Rectus femoris). Die Zahl unter jeder Testübung zeigt, wie viele der 10 Probanden die höchste Innervation bei der jeweiligen Übung erreichten.

Nach einer initialen Aufwärmphase (Stretching, leichte Ausdauerübungen, 5 bis 10 Minuten) wird der Proband in der MVC-Testposition aufgefordert, innerhalb von 3-5 Sekunden die Kraft bis zum Maximum zu steigern und diese ebensolange zu halten. Anschließend binnen 3-5 Sekunden wieder zu entspannen und diesen Zyklus mindestens einmal nach einer 30- bis 60-sekündigen Pause zu wiederholen. Die Reihenfolge der Übungen sollte probandenweise wechseln, um systematische Fehler (akkumulierende Ermüdung) zu vermeiden.

Die einfachste Datenerfassung ist gegeben, wenn alle Kontraktionsversuche in eine Messdatei gespeichert werden. Für den Übungs- und Positionswechsel wird die Messaufnahme pausiert (rote Linien in Abb. 44). Diese Art der Datenaufnahme erlaubt die Anwendung von mathematischen Algorithmen, die automatisch das höchste Innervationsniveau finden – unabhängig davon, welcher „Kandidat“ sie produziert hat. Der MVC-Wert selber ist nicht als einzelner Messpunkt kalkuliert, was eine zu hohe Variabilität bedeuten würde.

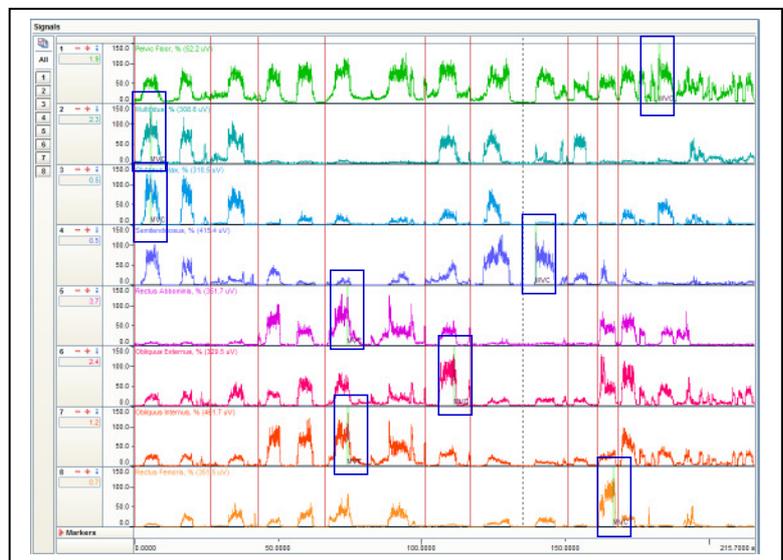


Abb. 44: Beispiel für einen 8-Kanal-MVC-Testlauf. Jeder MVC-Test wurde - unterbrochen von einer Pause (rote Linie) - mindestens einmal wiederholt. Ein automatischer Algorithmus stellt die höchsten EMG-Teile fest (grüne, mit "MVC" bezeichnete Balken) und speichert sie zur weiteren Verwendung. System MYORESEARCH XP, NORAXON INC. USA

Eine stabileren Wert erhält man dadurch, dass man den Amplitudenmittelwert der höchsten Signalportion von z.B. 500 ms Dauer via gleitendem Kalkulationsfenster berechnet.

Vorschläge für MVC-Testpositionen

Was ist beim Arrangement einer MVC-Testposition zu beachten? Der wichtigste Punkt ist die gute (= stabile) Fixierung und ein möglichst rigider Widerstand. Einige Übungen können auf der Therapieliege arrangiert werden, in dem man Fixationsgurte und manuellen Widerstand miteinander kombiniert. Klassische Trainingsmaschinen können aufgrund ihrer Positionierungs- und Fixationsmöglichkeiten hilfreich sein. Die nachfolgende Tabelle basiert auf praktischer Erfahrung. Systematische Forschungsarbeiten zur Auswahl und Effizienz von MVC-Testpositionen fehlen noch immer, und ein „Trial & Error“-Testen in Vorstudien sollte genutzt werden, um das beste Testarrangement zu identifizieren.

MVC-Testposition für Arm-/Schultermuskeln

| Muskelgruppe | Übung | Bemerkungen |
|-----------------------------------|-------|---|
| Unterarm-Beuger / -Strecker | | Nehmen Sie eine sitzende oder kniende Position (vor einer Bank) ein und stützen Sie den Unterarm gut ab. Nun können manueller Widerstand, Hanteln oder Zugbänder zum Einsatz kommen. Erwägen Sie, einen Latissimus d. und Pectoralis major MVC-Test als Kontrollübung durchzuführen. |
| Biceps Brachii | | Ein valides Biceps b.-MVC erfordert eine sehr stabile Ellbogen- und Rumpf-Fixierung. Am besten lässt sich dies in sitzender oder kniender Position (vor eine Bank) gewährleisten. Erwägen Sie, einen Latissimus d. MVC-Test als Kontrollübung durchzuführen. |
| Triceps Brachii | | Dieselbe Anweisung wie unter Biceps b. Erwägen Sie, einen Pectoralis major MVC-Test als Kontrollübung durchzuführen. |
| Deltoideus | | Wählen Sie eine sitzende Position, wenn möglich mit fixiertem Rücken. Fixieren Sie in Nähe der annähernd 90° angehobenen Arme. Die beidseitigen Kontraktionen garantieren eine ausgeglichene Kraftverteilung zugunsten des Rumpfes. Die Form funktioniert am besten beim Pars acromialis des Deltoideus. Erwägen Sie eine Beuge-/Streck-Position für den Pars clavicularis. |
| Trapezius p. descendens | | Der MVC-Test kann nur einseitig durchgeführt werden. Ein statischer Widerstand kann nur durch eine manuelle Fixierung des Arms erreicht werden oder durch eine hinreichend große Belastung, die die Schulter herunter drückt (schwierig). |
| Pectoralis major | | Eine Vielzahl von Testpositionen ist möglich! Jedoch benötigen sie alle einen sehr guten Widerstand für Schulter und Rücken. Die rücklings liegende Übung wird am besten mit einer (fixierten) Langhantel ausgeführt. Liegestütz können eine einfach einzurichtende Alternative darstellen. Beide Positionen sollten mit 90° angewinkeltem Ellbogen ausgeführt werden. |
| Infraspinatus | | Da es sich um den wichtigsten Auswärtsdreher der Rotationsmanschette handelt, kann der Test mit jeder damit zusammenhängenden Auswärtsdrehung funktionieren. Gute Ergebnisse lassen sich mit ein- oder beidseitigem manuellen Widerstand gegen den Unterarm erreichen. |
| Trapezius p. trans. / Rhomboideus | | Die horizontale Abspreizung spricht die Schulterstabilisierungsmuskeln am besten an. In Bauchlageposition kann eine Hantel oder beidseitiger manueller Widerstand zum Einsatz kommen. Eine sitzende Position erfordert eine gute Brustfixierung und einen Zugband- oder maschinellen Widerstand (Rudermaschine). |
| Latissimus/Trapezius p. ascendens | | Die Simulation eines Klimmzugs spricht die Latissimus-Innervation am stärksten an. Erwägen/prüfen Sie eine vordere oder hintere Armposition bei einer 90°-Ellbogenbeugung. Auch für den Bizeps- und den unteren Trapezmuskel lassen sich hierbei MVCs finden. |

Abb. 45a: Vorschläge für Oberkörper-MVC-Testanordnungen. Der schwarze dünne Pfeil zeigt die Bewegungsrichtung an, die weißen dicken Pfeile die Richtung des Widerstands.

MVC-Positionen für Rumpf-, Hüft- und Beinmuskeln

| Muskelgruppe | Übung | Bemerkungen |
|---|-------|--|
| Rectus abdominis Obliquus internus abdominis | | Einen validen MVC-Test für die Bauchmuskulatur ist schwierig. Am besten funktionieren Crunch- oder besser, Sit-Up Varianten, wenn die Beine sehr zuverlässig (!) fixiert werden. Die Wirbelsäule wird ca. 20° flektiert, der Rumpf wird in dieser Position manuell oder mit Hilfe eines Gurtes fixiert. Wenn zusätzlich zur Beugung eine Rotation des Oberkörpers erfolgt, wird vermehrt die kontralaterale schräge Muskulatur angesprochen. |
| Obliquus externus abdominis | | Dieser MVC-Test benötigt gute koordinative Fähigkeiten. Eine seitlich liegende Position mit Bein- und Hüftfixierung eignet sich gut als Ausgangsstellung. Bitten Sie die Person, lateral zu flektieren und fixieren Sie den Rumpf in der Horizontalstellung. Als Kontrollübung empfiehlt sich der Rectus Abdominis MVC-Test |
| Erector spinae / Multifidii / Glutaeus max. | | Eine sehr produktive MVC-Testposition hierfür ist die Bauchlage auf einer Bank. Da hier die gesamte dorsale Streckerkette synergistisch feuert, können hier MVCs für den Erector spinae, den Gluteus und die Beinbeuger gefunden werden. Zur Überprüfung eignet sich die isolierte Rückenstreckung an einer Maschine. |
| Glutaeus maximus | | Eine Kontrollübung für den Glutaeus maximus. Sie sollte sowohl in gestreckter als auch in gebeugter Knieposition bei leicht auswärts gedrehten Beinen durchgeführt werden. Wichtig ist die Hüftüberstreckung (~20°). |
| Glutaeus medius | | Die Hüftabspreizung lässt sich in seitlich liegender, fixierter Position oder in Rückenlage ausführen. Bei einigen Probanden gibt es jedoch in stehender Position stärkere EMGs. |
| Mm. adductores | | Eine große und steife Kissenrolle wird zwischen den gebeugten Beinen zusammengepresst. |
| Rectus femoris | | Eine relative einfach durchzuführende Übung für alle Quadrizeps-Muskeln! Auszuführen ist eine isolierte Kniestreckung innerhalb eines Beugewinkels von 90° bis 70°. |
| Mm ischiocrurales | | Ein isolierter Test für die Beinbeuger. Gewährleisten Sie eine sehr gute Fixierung der Hüfte (durch Gurt/schwere Person) und lassen Sie eine einseitige Kniebeugung zwischen ca. 20° und 30° Beugewinkel ausführen. Eine wichtige Übung zur Überprüfung ist der MVC-Test des Erector spinae in Bauchlage. |
| Gastrocnemius | | Als einer der stärksten menschlichen Muskeln benötigt die Triceps-surae-Gruppe einen sehr rigiden (maschinellen) Widerstand gegen die fixierte Hüfte. Führen sie einseitig eine Beugung der Fußsohle aus einer 90°-Winkel-Position heraus aus. |
| Soleus | | Dies ist eine wichtige Übung zur isolierten Kontraktion des Soleus-Muskels, da der Gastrocnemius sich in einer ungünstigen Arbeitsposition befindet. Führen Sie eine einseitige Plantarflexion aus. Um hohe Kräfte zu erzielen ist eine sehr starke Fixierung der Knie erforderlich. |
| Tibialis anterior | | Der Tibialis anterior lässt sich gewöhnlich gut durch manuellen Widerstand fixieren. Einseitig auszuführen. |

Abb. 45b: Vorschläge für Rumpf-, Hüft- und Bein-MVC-Testanordnungen. Der schwarze dünne Pfeil zeigt die Bewegungsrichtung an, die weißen dicken Pfeile die Richtung des Widerstands.

Vorteile der MVC-Normalisierung

Ein wichtiger Vorteil der MVC-Normalisierung ist die Einschätzung/Bestimmung der neuromuskulären Beanspruchung (7), die für eine gegebene Aufgabe/Übung "investiert" wird. In Mikrovolt-Skalierung ist es nahezu unmöglich, die neuromuskuläre Beanspruchung zu quantifizieren, da sie zu stark von den gegebenen Ableitbedingungen beeinflusst wird. Jeglicher Mikrovolt-basierte Amplituden-„Normwert“ muss mit äußerster Vorsicht genossen werden! MVC-normalisierte EMG-Werte geben ein besseres Verständnis darüber, auf welchem Anstrengungsniveau der Muskel innerviert hat, wie effizient eine gewählte Trainingsübung auf die Zielmuskulatur wirkt (Trainingseffekt) und wie beanspruchend ein untersuchter Arbeitsvorgang für den Mitarbeiter ist. Der andere große Vorteil der MVC-Normalisierung ist die Reskalierung zu einer einheitlichen und für alle Probanden validen Referenz. Sie eliminiert die variierenden Einflüsse der lokalen Ableitbedingungen. Dies wiederum erlaubt den direkten quantitativen Vergleich von EMG-Werten zwischen Individuen. Gruppenwerte und normative Daten können bestimmt und statistisch verifiziert werden.

Nachteile der MVC-Normalisierung

Das MVC-Konzept kann nur in Studien mit gesunden und trainierten Probanden angewandt werden. Und sogar hier sind einige Unsicherheiten einzukalkulieren: Kann der Proband wirklich maximal anspannen, ist die gewählte Testübung geeignet, ist die gewählte Muskellänge repräsentativ für die dynamische Übung, etc...? Sehr oft können supramaximale EMG-Werte in submaximalen dynamischen Aktivitäten beobachtet werden. Unglücklicherweise ist dieses Problem wissenschaftlich noch nicht systematisch adressiert. Zahlreiche Faktoren könnten hier eine Rolle spielen, z.B.

- Änderungen der Muskellänge und Geometrie (zur Elektrode) in dynamischen Bewegungen
- Nutzung eines MVC-Fensters anstelle eines Peak-Datenpunktes
- Synchronisation von motorischen Einheiten und gesteigerte elektrische Überlagerung in submaximalen Bewegungen

Wie bereits erwähnt, können valide MVC-Daten nur mit gesunden Probanden erreicht werden, die speziell auf MVC-Testungen vorbereitet wurden. Dieser Umstand macht die methodische Organisation solcher Studien sehr anspruchsvoll und zeitaufwendig. Die meisten Reviewer in wissenschaftlichen Zeitschriften verlangen eine MVC-basierte oder alternative EMG-Normalisierungsmethode. Doch sollte man hier zu Bedenken geben, dass MVC-Testdaten recht schnell inkonsistent werden können und mehr Dateninstabilität/-invalidität denn Vorteile produzieren. Die Änderung der Analysephilosophie macht die Normalisierung oft unnötig (siehe die Kapitel zur Analyse weiter unten). Besonders in Patientenstudien kann man nicht von validen MVC-Daten ausgehen. In den meisten klinischen Studien ist es angeraten, die EMG-Daten mikrovoltskaliert zu lassen und auf eine sehr gut durchgeführte und standardisierte Haut-/Elektrodevorbereitung zu achten. Hierbei ist ein gewisser Grad von „Fehlern“ durch intermittierende Einflußgrößen zu akzeptieren. In Seitenvergleichstestungen oder wiederholten Tag-zu-Tag Messungen, durchgeführt am selben Patienten, kann man als grobe Leitlinie von einer ableitbedingten Varianzbreite von 10-15 % ausgehen. Bei Vergleichen zwischen Patienten sollte man jedoch extreme Vorsicht walten lassen: die Unterschiede können mehrere Hundert Prozent betragen. Unnormalisierte Patienten-EMG-Daten sollten durch qualitative Parametrisierungen, Direktvergleiche der jeweils gemessenen Muskeln in unterschiedlichen Testbedingungen oder qualitative Beschreibungen des Kurvenverhaltens innerhalb von Bewegungszyklen analysiert und interpretiert werden (siehe Analysekapitel weiter unten).

Amplitudennormalisierung zum versuchsinternen Mittel- oder Spitzenwert

Für gemittelte EMG-Kurven (=gleichgerichtet, geglättet, gemittelt - siehe nächstes Kapitel) empfehlen einige Wissenschaftler eine Amplitudennormalisierung zum Mittelwert der des jeweiligen Versuches (Abb. 46). Der hauptsächliche Effekt ist hierbei eine Reduktion der Variabilität, ausgedrückt durch reduzierte Variationskoeffizienten (12 – Abb. 47). Das mag statistische Vorteile haben, etwa in Form verminderter Standardabweichungsbereiche, da jedoch jegliche Normalisierungsmethode nicht die Kurvenform und -verhältnisse als solche beeinflusst, ist der Vorteil eher als akademisch denn praktisch anzusehen.

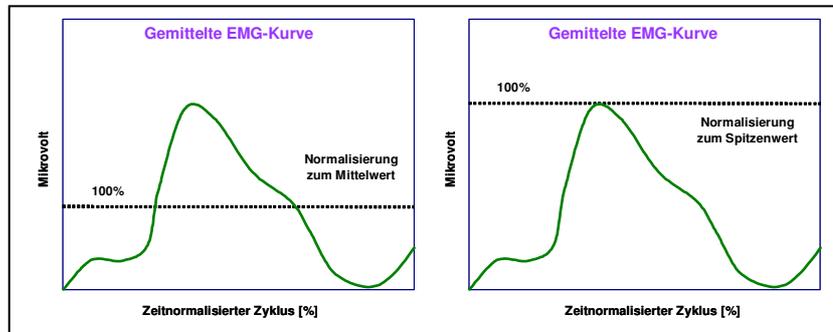


Abb. 46: versuchswise Amplitudennormalisierung - die inneren Durchschnitts- (links) oder Spitzenwerte (rechts) der gemittelten Kurve.

Alternativ zum Mittelwert kann auch der Spitzenwert als Referenzwert zur Normalisierung verwendet werden (Abb. 46). Beide Methoden haben den großen Nachteil, dass jegliche Abschätzung (zumindest qualitativer Natur) der Innervationsniveaus eliminiert wird, d.h. eine Aktivierungskurve nahe dem Maximum erhält die gleiche Dimension wie die auf extrem niedrigen Niveau. Bei Vergleichen von Versuchen oder Kanälen desselben Probanden geht die Information über das Innervationsverhältnis verloren, was eigentlich ein zentraler Analysefaktor für EMG-Messungen ist. Beide Normalisierungsmethoden erlauben somit primär das Studium des „Innervationsverhaltens“ im EMG-Muster eines repetitiv durchgeführten Bewegungsablaufes (typischerweise Gang):

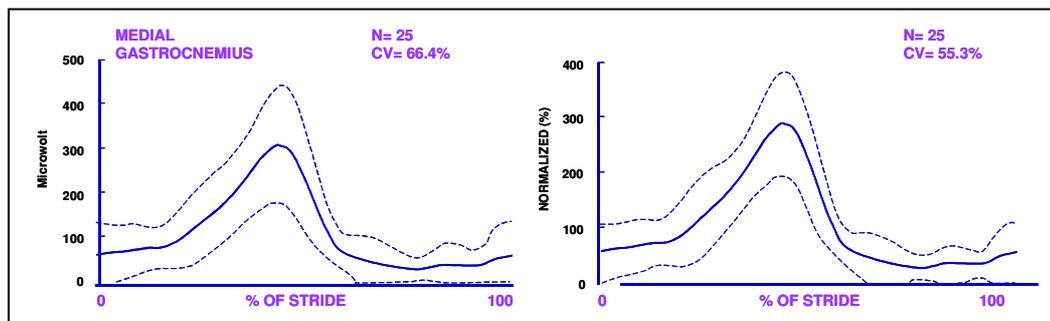


Abb. 47: Vergleich von Mikrovolt und mittelwertnormalisierten Durchschnittswerten des medialen Gastrocnemius. Die Form der Kurve ist unverändert, doch die Varianz (CV-Koeffizient der Varianz) ist aufgrund der „Mittelwertnormalisierung reduziert (links). Übernommen und verändert aus 11, S. 64

Weitere Normalisierungsmethoden

Weitere Methoden werden vorgeschlagen (10), wie etwa die Normalisierung zu einer aufgabenspezifischen Referenzaktivität (z.B. statisch gehaltene Armabduktion bei 90° und Normalisierung des M. deltoideus u. trapezius zu diesem Innervationsniveau). Dieser Ansatz ist sehr kritisch zu betrachten, da man nicht den koordinativen Input des Individuums in die Referenzaktivität einschätzen kann. Ein Alternativkonzept zur MVC-Normalisierung ist die Normalisierung zu submaximalen EMG-Niveaus. Dieser Ansatz ist nur praktikabel, wenn der Kraftoutput direkt gemessen werden kann. Angenommen, ein Proband kann einen validen maximalen Kraftoutput generieren, wird nun das EMG auf z.B. 40%-Niveau als Referenzwert für die Normalisierung gewählt. Der Vorteil liegt in einer höheren Stabilität der EMG-Werte.

Wie man EKG-Artefakte eliminiert

Wie bereits im Kapitel EMG-Artefakte dargestellt, können EKG-Spikes die EMG-Kurven des Oberkörpers extrem kontaminieren (Abb. 48). Das EKG ist letztendlich das EMG des Herzens, und aufgrund der elektrischen Synchronisation aller Muskelfasern des Herzens resultiert ein um den Faktor 1000 stärkerer elektrischer Impuls, der in Millivolt (nicht Mikrovolt) gemessen wird. Dieser kann frei im Körper migrieren und erreicht als biologisches Artefakt externe EMG-Ableitstellen. Unglücklicherweise kann das EKG nicht einfach weggefiltert werden, da die Center-Frequenz bei 80Hz liegt, was wiederum der Hauptsignalleistung des EMG-Leistungsspektrums entspricht.

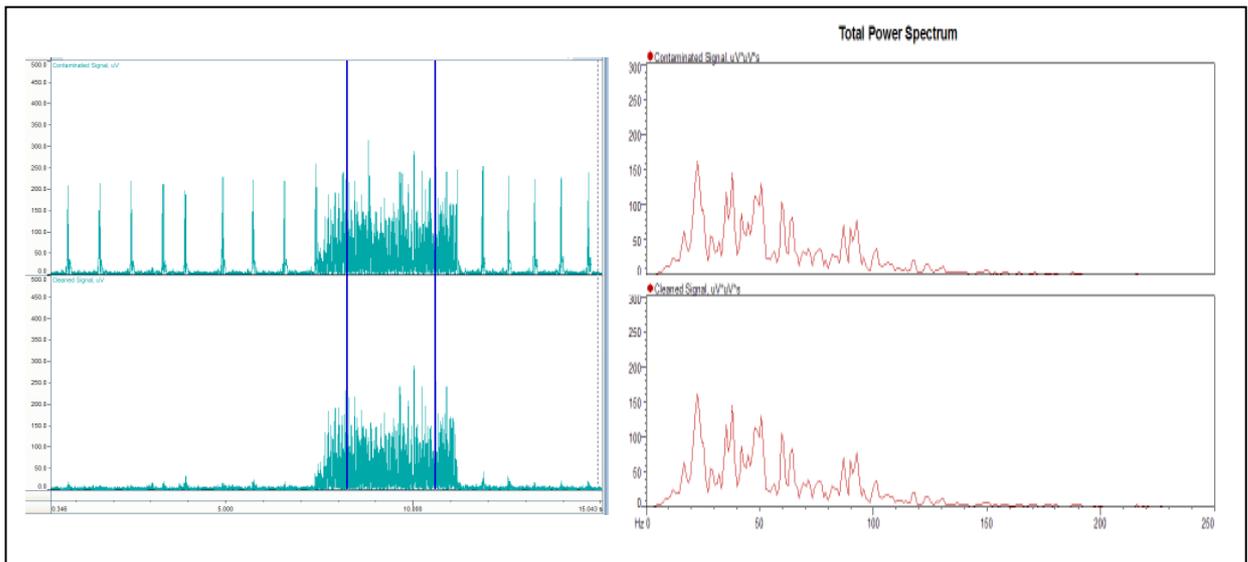


Abb. 48: Beispiel für eine EKG-gestörte EMG-Aufzeichnung (obere Spur) und das resultierende Signal nach Anwendung eines EKG-Reduktionsalgorithmus (untere Spur). Auf der rechten Seite ist das FFT-Leistungsspektrum des Intervalls zwischen den beiden Markierungen zu sehen. Beachten Sie, dass sich durch die EKG-Reduzierung weder die EMG-Amplitude noch das Spektrum verändern.

Durch eine Kombination von adaptiven Filtern mit einem Pattern-Recognition-Algorithmus kann die EKG-Zacke mathematisch modelliert und anschließend eliminiert werden – ohne das EMG-Nutzsignal bzw. das Leistungsspektrum zu ändern (Abb. 48). Insbesondere Relaxationsstudien leiden unter EKG-Artefakten, die hier einen beträchtlichen Fehler in Amplitudenberechnungen kreieren können (Abb. 49).

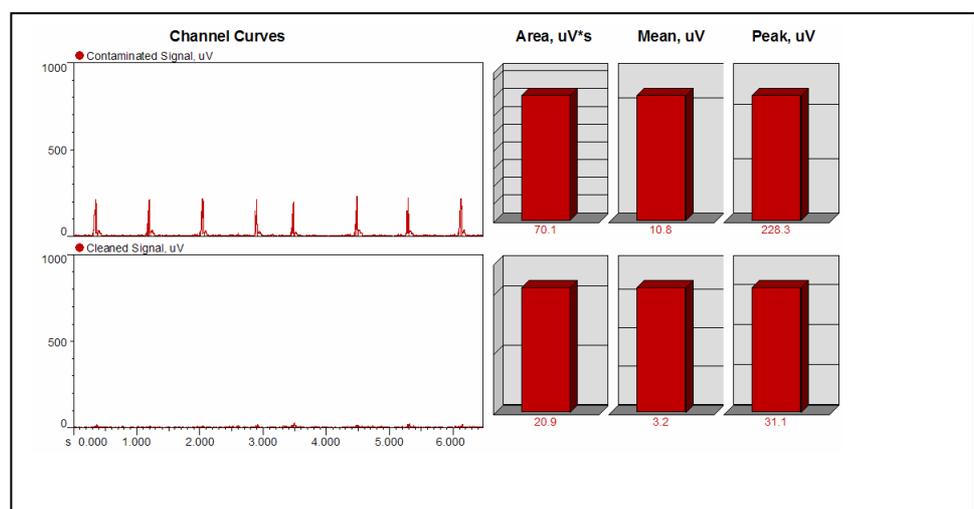


Abb. 49: Durch EKG-Überlagerungen verursachte Berechnungsfehler auf der EMG-Kurve nahe der Ruhelinie (Entspannungsstudien). Der durchschnittliche Amplitudenwert (MEAN) steigt von 3,2 (bereinigt) auf 10,8 Mikrovolt.

Zeitnormalisierung von Wiederholungszyklen

Natürliche Variabilität der menschlichen Bewegung

Sogar in hochstandardisierten Bewegungsmustern wie dem normalen Gang oder isokinetischen Knieextensionen/-flexionen ist eine signifikante Differenz zwischen den Einzelzyklen erkennbar (Abb. 50). Die zufallsartige Natur der Überlagerung von MUAPs (Kapitel „Natur des EMG-Signals“) mag einen Teil hierzu beitragen, aber der wesentlich wichtigere Grund ist die **koordinative Variabilität**, die sich in allen menschlichen Bewegungen findet. Da wir keine Roboter sind, ist es schwierig für normale Probanden, eine Übung exakt ein zweites Mal zu wiederholen. Nicht nur EMG, sondern nahezu alle relevanten biomechanischen Parameter/Kurven der Bewegung werden eine Varianz zeigen. Doch sind die Standardabweichungen von EMG-Kurven erheblich höher als die von z.B. Winkel- oder Kraftkurven. Neben der stochastischen Signalnatur spielt hierbei das koordinative Zusammenspiel von Agonisten, Antagonisten und Synergisten eine entscheidende Rolle: Es kann als eine Art kontinuierlicher Kontroll-/ Ausbalancierungsprozess zwischen allen involvierten Komponenten verstanden werden. Um den typischen Innervationsinput zu beschreiben, sollte man nicht einzelne, sondern viele Wiederholungen (> 6 bis 30, abhängig von Schwierigkeit und Ermüdungsgrad) analysieren und anschließend mitteln.

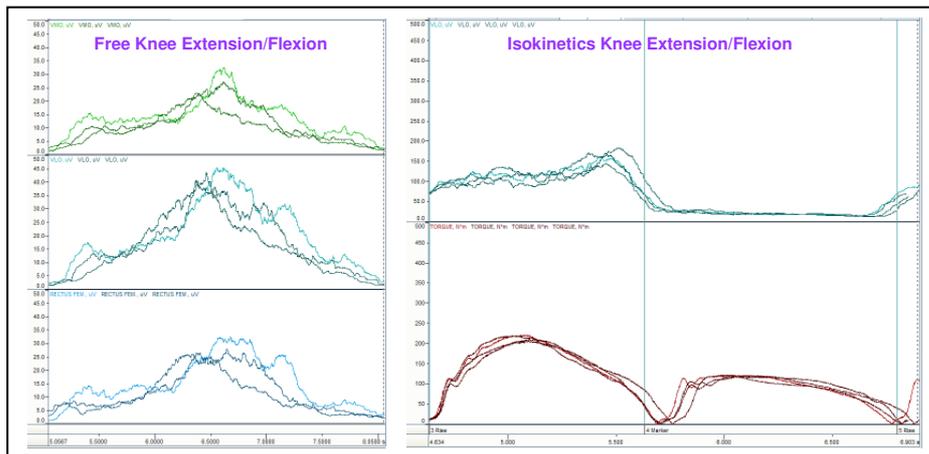


Abb. 50: Vielfalt einzelner EMG-Muster. Die linke Seite zeigt die Signalüberlagerung von 3 Wiederholungen bei freier Kniebewegung der drei Kniestreckers Vastus medialis & lateralis sowie Rectus femoris. Die EMGs weichen in jedem Durchgang erheblich voneinander ab.

Auf der rechten Seite ist eine Signalüberlagerung (3 Wiederholungen) von EMGs des Vastus medialis (obere Kurven) und die resultierende Drehmomentkurve (untere Darstellung) bei einer **konzentrisch / konzentrischen** Kniestreckung/-beugung an einem Isokinetikgerät zu sehen. Die EMG-Abweichungen fallen geringer aus - hauptsächlich wegen des Ein-Gelenk-Charakters der Kniestreckung in sitzender Position.

Das Konzept der Zeitnormalisierung

Es ist unmöglich, exakt die Dauer einer Wiederholung in der menschlichen Bewegung zu reproduzieren, sogar wenn isokinetische Geräte (konstante Bewegungsgeschwindigkeit kontrolliert durch Motoren) benutzt werden (Abb. 50 rechts). Das Mitteln dieser zeitungleichen Zyklen bedarf eines einheitlichen Zeitrahmens. Das bekannteste Konzept, ursprünglich für die Ganganalyse entwickelt (11), teilt jede Wdh. in eine gleiche Anzahl von Abschnitten und mittelt deren Mittelwerte (Abb. 51). Die Zeit- (X-) Achse wird von (Milli-) Sekunden in „Prozent des Zyklus“ konvertiert. Typischerweise werden hierbei 100 Intervalle angelegt, so dass jeder Datenpunkt (=Mittelwert jedes Intervalls) einem 1%-Schritt entspricht.

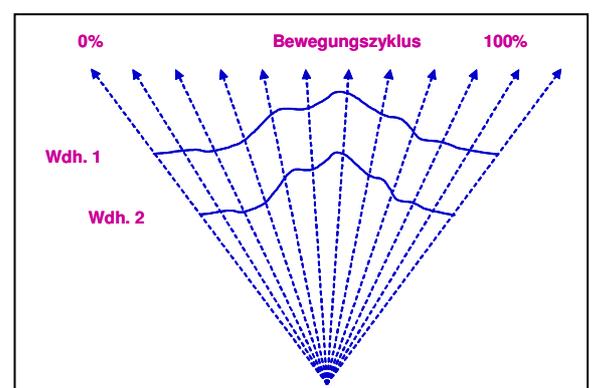


Abb. 51: Das Konzept der Zeitnormalisierung von Wiederholungen/Intervallen unterschiedlicher Dauer. Jede Wiederholung wird in die gleiche Anzahl gleicher Portionen aufgeteilt. Der Mittelwert jeder Portion wird dann für die Durchschnittsberechnung verwendet.

Zeitnormalisiertes Mitteln

Basierend auf der oben beschriebenen Zeitnormalisierung wird jede Wiederholung einer Bewegungssequenz zur resultierenden gemittelten Kurve (Ensemble Average Curve) zusammengefasst (Abb. 52). Typischerweise wird der Bereich plus/minus einer Standardabweichung (SD) gezeigt, um die Variabilität zwischen den Wiederholungen zu dokumentieren (Abb. 53). Große SD-Bereiche indizieren eine weniger gut gelungene Wiederholbarkeit oder eine schlecht durchgeführte Teststandardisierung.

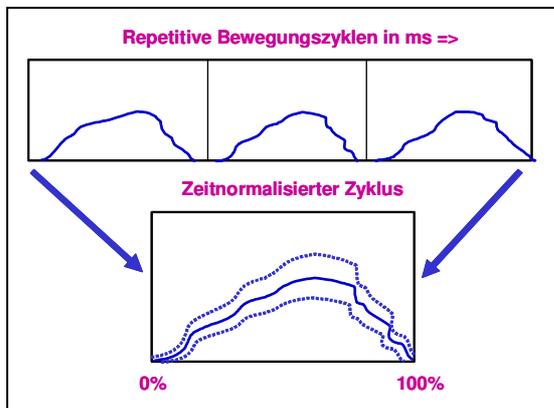


Abb. 52: Erzeugung einer Durchschnittskurve innerhalb eines von 0 bis 100% reichenden zeitnormalisierten Rahmens

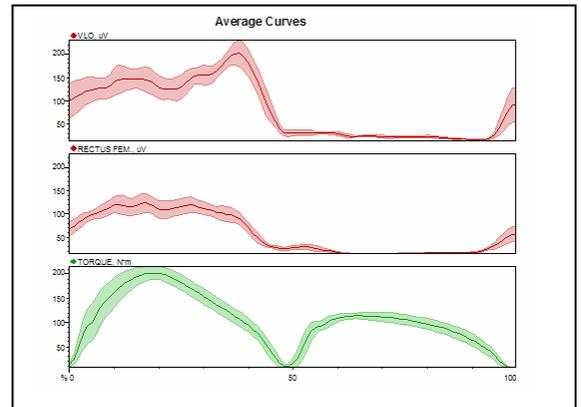
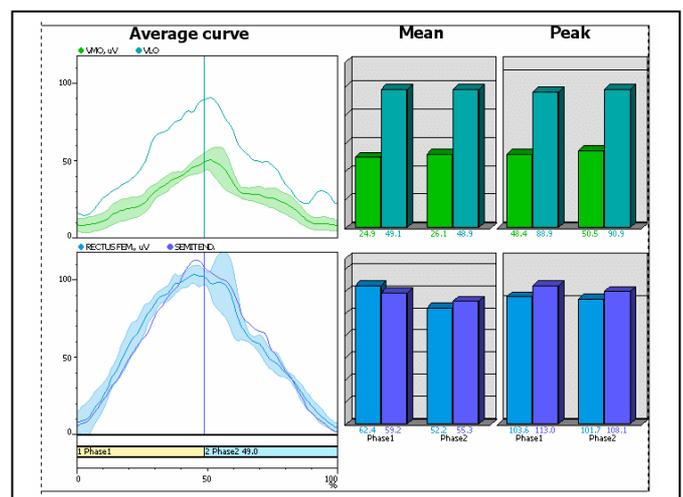


Abb. 53: Beispiel für gemittelte Kurven auf der Grundlage von isokinetischen Streck-/Beugungssequenzen von 60%/sek. Rot=EMG, grün=Drehmoment

In Patientenmessungen kann der Variationskoeffizient schnell Werte > 50% erreichen, was nicht ungewöhnlich für klinische EMG-Kurven wäre (Abb. 47). Dennoch ist die Mittelungskurve exzellent reproduzierbar. Die Strategie der Kurvenmittelung ist eine der wichtigsten EMG-Analysen überhaupt, da neben ihrer guten Reproduzierbarkeit Effekte schwieriger Standardisierungsbedingungen vermindert werden. Mittelung hat darüber hinaus einen Glättungseffekt auf die EMG-Kurven, und sie werden dadurch leichter lesbar.

Abb. 54: Vergleich von gemittelten EMG-Kurven innerhalb des durch Zeitnormalisierung vereinheitlichten Zeitformates. Unterschiede in den EMG-Mustern sind leicht nachweisbar, qualitativ beschreibbar und quantitativ berechenbar, wenn derselbe Muskel unter zwei unterschiedlichen Testbedingungen untersucht wird. Wenn verschiedene Muskeln (=unterschiedliche Ableitbedingungen!) verglichen werden, sollte der quantitative Vergleich vermieden und der Fokus auf das "Innervationsverhalten" gerichtet werden.



Ein weiterer großer Vorteil ist das standardisierte Zeitformat, das nun auch eine Gruppenmittelung und den qualitativen Vergleich zwischen Subjekten und Versuchen erleichtert (Abb. 54). Die gemittelte EMG-Kurve ist die Art, das typische Innervationmuster für die gewählte Bewegung zu beschreiben. Die Beschreibung des EMG-Innervations-„Verhaltens“ („Verhält sich der Muskel normal“) ist eine wichtige klinische Diagnose, die keiner MVC-Normalisierung bedarf und damit praxisrelevant wird.

Mittelung ohne Zeitnormalisierung

Für die Analyse des Innervationsinputs im Dehnungs-/Verkürzungszyklus (Reaktive Kontraktionen < 180ms) oder in Reflex-Loop-Analysen sollte jegliche Zeitnormalisierung vermieden werden, da sie die wesentlichen Zeitcharakteristiken (die wenige Millisekunden betragen können) zerstören würde. Eine alternative Methode ist die Mittelung von fixen Zeitintervallen vor und nach einem bestimmten Bewegungsereignis (=Event), z.B. dem ersten Bodenkontakt beim Sprung, dem Kontakt des Reflexhammers zum Sehnenreflextest oder der ersten Winkeländerung auf Kippplattformen zur Testung von Fußgelenkspronation/Supination (siehe Kapitel „Timing Analyse“).

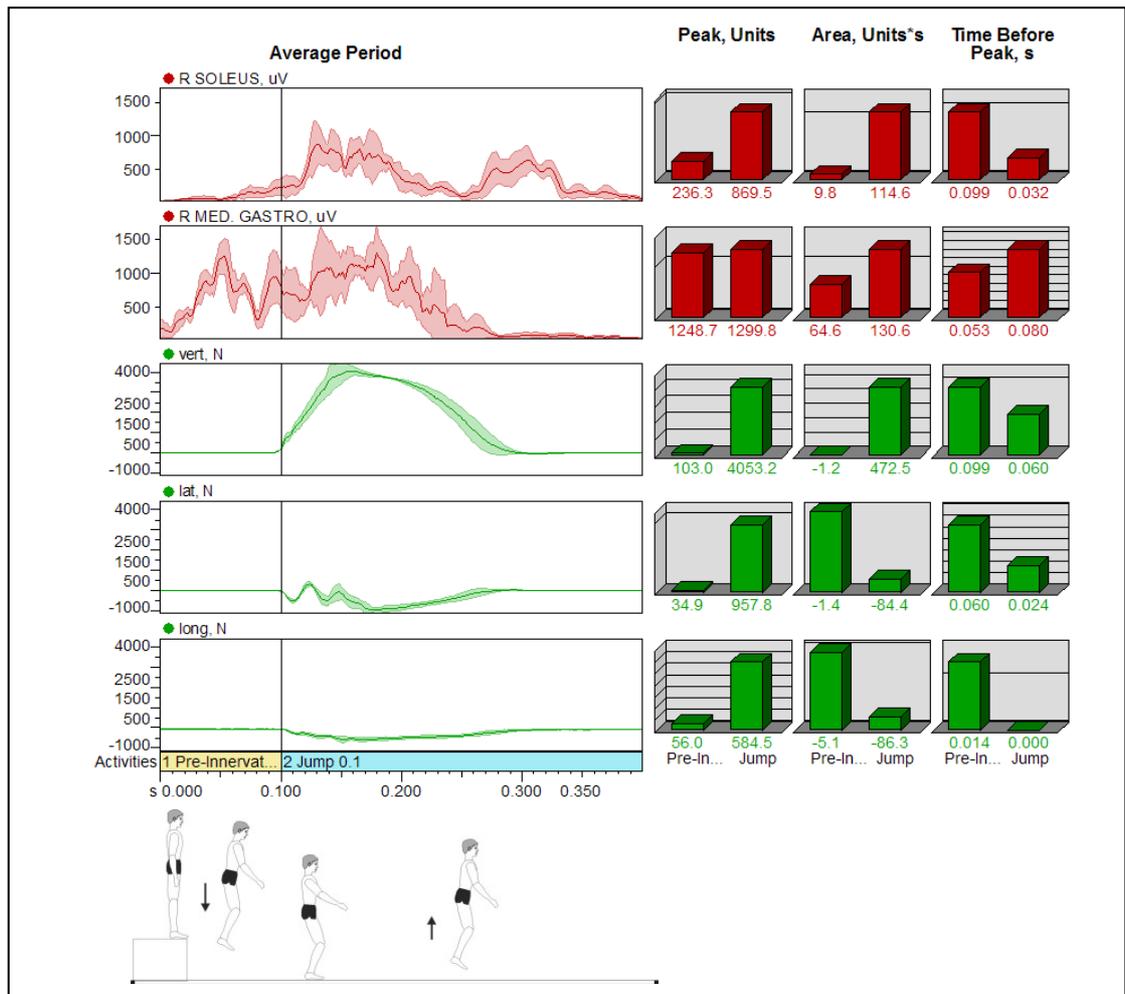


Abb. 55: Mittelung ohne Zeitnormalisierung. Ein festgelegtes Intervall vor und/oder nach (blauer Aktivitätsbereich) einem reproduzierbaren Bewegungsereignis (Bodenkontakt) wird als Standardformat für die Durchschnittsberechnung verwendet. Für den oben dargestellten Sprung auf eine Kraftmessplatte wird ein festgelegtes Intervall von 100 ms gewählt, um die Prä-Innervationsphase (gelber Aktivitätsbereich) zu beschreiben, während ein 400 ms-Intervall nach der Bodenberührung zur Beschreibung der reaktiven EMG-Aktivität (rote Kurven) und des Abstoßimpulses (grüne Kurven) des Sprungs dient.

EMG-Amplitudenparameter

Standard-Amplitudenparameter

Wie jede andere Messkurve kann die EMG-Kurve mit den klassischen Amplitudenparametern analysiert werden: Mittelwert, Spitzen- und Minimalwert, Integral und Anstiegstangente (Abb. 56).

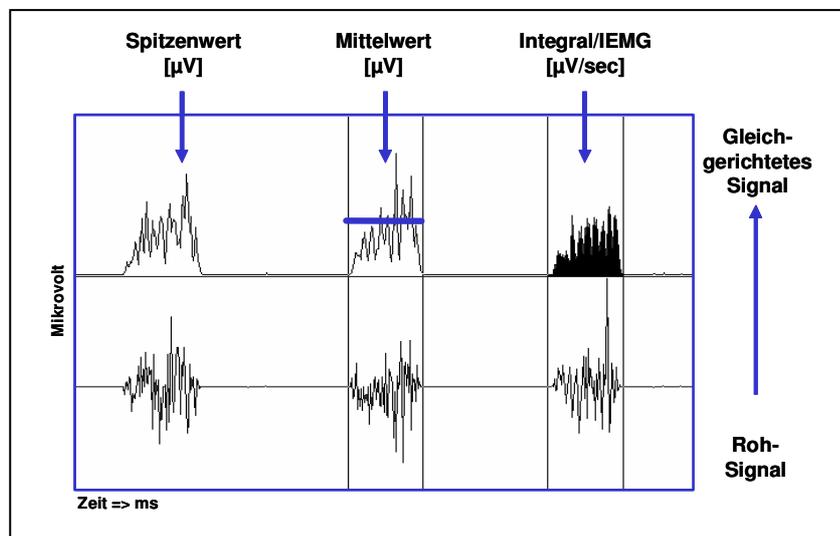


Abb. 56: EMG-Standard-Amplitudenparameter auf der Grundlage der korrigierten EMG-Kurve

Der **EMG-Spitzenwert (Peak)** ist nur für gemittelte EMG-Kurven sinnvoll, da er sogar für gleichgerichtet-geglättete EMG-Kurven noch zu variabel ist. Eine sinnvolle Modifikation wäre allerdings der gemittelte Spitzenwert, z.B. der Mittelwert der lokalen Peaks in einer Kontraktionssequenz oder der ersten 10 höchsten Peaks. Der **Amplituden-Mittelwert (Mean)** ist möglicherweise der wichtigste EMG-Analyseparameter überhaupt, da er grundsätzlich nicht sensitiv zu kleinen Zeitdifferenzen in Kontraktionen ist. Er beschreibt am besten, welchen neuromuskulären Brutto-Input ein Muskel zur Bewegung beige-steuert hat und eignet sich zudem am besten für Vergleichsanalysen zwischen Übungen. Das **Integral (Area)** ist das echte mathematische Integral (Fläche) unter der EMG-Kurve. Abhängig von der Sichtweise hat es den Vor- oder Nachteil, dass es direkt abhängig von der Zeitdauer der untersuchten Kontraktion ist.

Der Terminus **IEMG** meint „integriertes EMG“, und in frühen Phasen des KinEMGs wurde er oft missbraucht zur Benennung analog geglätteter EMG-Kurven (=> von „Integrationszeit“ innerhalb der analogen Filterung).

Basierend auf der Mittelwertskalkulation berechnet der **Input-%-Wert** den individuellen Anteil eines Muskels, den er am Gesamt-EMG (aufsummiert über allen Muskeln und gleich 100% gesetzt) hat (Abb. 57). Diese Kalkulation entspricht einer Aktivitätsverteilungsanalyse und kann zur Darstellung der Innervationsverhältnisse von Muskeln in Übungen benutzt werden.

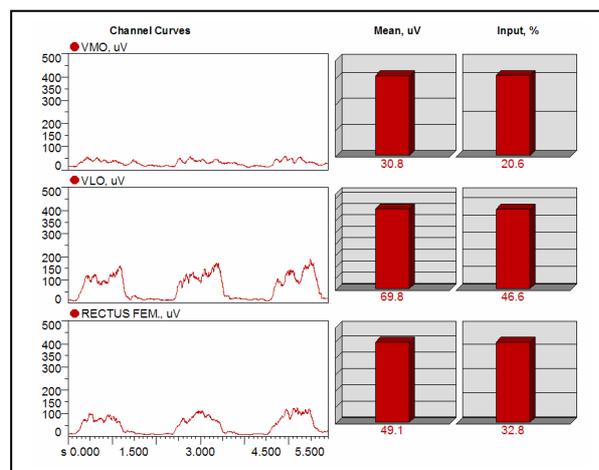


Abb. 57: Der Mittelwert eines Analyseintervalls berechnet für drei Muskeln. Die Werte werden zusammengefasst und als 100% definiert. Der Input-Prozentwert berechnet den prozentualen Anteil eines jeden Muskels daran.

Berechnung des Frequenzgehaltes

Die moderne PC-Technologie macht es recht einfach, **Fast Fourier Transformationen (FFT)** zur Einschätzung und Analyse des EMG-Frequenzgehaltes zu nutzen. Als Modell kann das EMG-Signal als eine Überlagerung von Sinuskurven unterschiedlicher Frequenz angenommen werden (Abb. 58). Der FFT-Algorithmus kann als eine Dekomposition des EMG-Signals in seine sinuiden Inhalte beschrieben werden. Wenn zum Beispiel die dominanteste (großer Amplitudenanteil) Sinusschwingung bei 80Hz gefunden wird, hat das EMG-Signal dort die höchste „Frequenzleistung“. Wird diese Form der Frequenzleistungsanalyse kontinuierlich über einen bestimmten Hertz-Bereich berechnet, wird das **Totale Frequenzleistungsspektrum (Total Power Spectrum)** als Graph kreiert (Abb. 33).

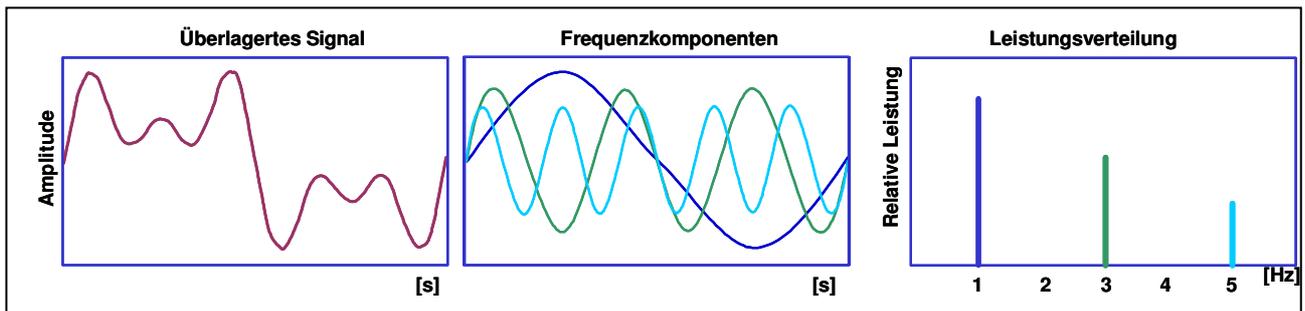


Abb. 58: Modell einer frequenzabhängigen Signalauflösung auf der Grundlage von FFT. Das Signal auf der linken Seite enthält 3 zugrundeliegende Wellen (Mitte): eine Sinuswelle von 1 Hz, eine weitere von 3 Hz und schließlich eine von 5 Hz. Die Frequenzleistungsverteilung (rechts) zeigt das unterschiedliche Ausmaß der Leistung bei den jeweiligen Frequenzen. Übernommen und abgeändert aus 3, S. 24

Analyseparameter des Totalen Leistungsspektrums

Das Totale Leistungsspektrum kann nun wiederum durch folgende Frequenzparameter quantifiziert werden: die **Mittlere Frequenz (Mean Frequency)** ist der mathematische Mittelwert der Spektralkurve, die **Totale Leistung (Total Power)** ist die Fläche/Integral unter der Kurve, die **Median-Frequenz (Median Frequency)** teilt diese Fläche wiederum in zwei gleiche Hälften (Abb. 59).

Schlussendlich entspricht die **Peak Power** dem Maximalwert des Spektrums. In angewandten EMG-Frequenzanalysen sind die wichtigsten Frequenzparameter die mittlere und Median-Frequenz. In statischen Ermüdungskontraktionen wird ihre zeit- und prozessabhängige Änderung über Regressionsanalysen bestimmt (siehe Kapitel „EMG-Analyse: Wieviel Ermüdung“).

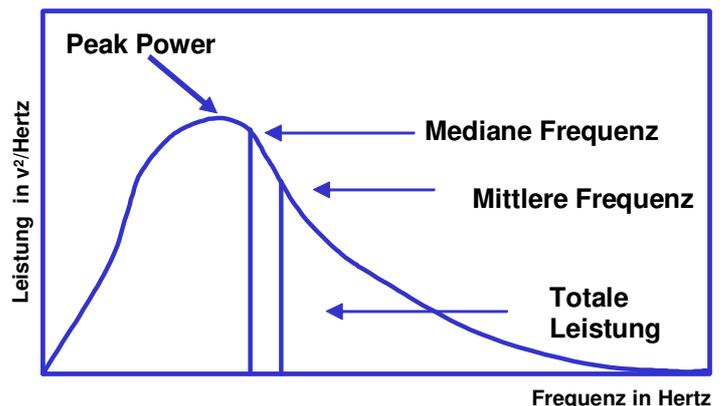


Abb. 59: EMG-Standard-Frequenzparameter auf der Basis von FFT-Berechnungen

Zero Crossing oder Nulldurchgänge

Eine Alternative zur FFT-Kalkulation ist das simple Zählen der Durchgänge des EMGs durch die Nulllinie. Diese Zero-Crossing-Kalkulation ist hoch korreliert zu den FFT-basierten Frequenzparametern, die (früher) einen erheblichen Rechenaufwand beinhalteten. Dieser ist heute nicht mehr kritisch, und FFT-basierte Parameter sind dem Zero Crossing aufgrund besserer Genauigkeit vorzuziehen.

Zeit-/Timing-bezogene Parameter

Time to Peak Kalkulation

Eine weitere wichtige Klasse von EMG-Parametern (keine Amplitudennormalisierung nötig!) adressiert die Timing Charakteristiken des EMG-Signals und deren Verhältnis zu anderen biomechanischen Signalen oder Bewegungsereignissen. Die einfachste Kalkulation betrifft die Dauer vom Beginn der Analyseperiode (oder Beginn der Kontraktion) zum Erreichen des EMG-Spitzenwertes (Time to Peak). Dieser Parameter ist z.B. wichtig zur Quantifizierung von nicht amplitudennormalisierten Mittelungskurven (Abb. 60).

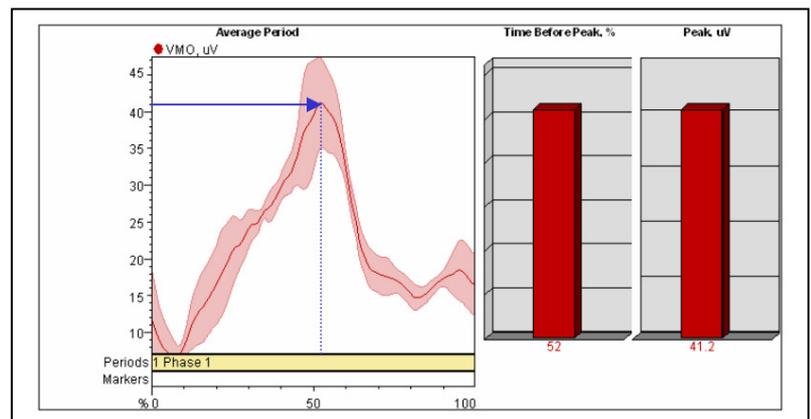


Abb. 60: Time to Peak-Berechnung für eine Mittelungskurve. Der Anfang der Berechnungsperiode ist der Anfang des Bewegungszyklus; der (zeitnormalisierte) Spitzenzeitpunkt ist ein wichtiger Parameter zur Beschreibung von gemittelten EMG-Kurven.

Onset/Offset Kalkulationen

Die grundsätzliche Idee dieser Analyseparameter ist, zu quantifizieren, wie lange ein Muskel benötigt, um „anzuschalten“, ferner wie lange und wie hoch er angeschaltet ist und wann er wieder „ausmacht“. Die bekannteste Applikation ist die Messung der **Nervenleitgeschwindigkeit**, bei der ein artifizierlicher externer Stimulus proximal vom Ableitort appliziert wird und nun bei bekannter Distanz ermittelt wird, wann dieser Stimulus den Muskeln innerviert (Reaktionszeit).

Eine weitere Methode adressiert die koordinative Frage, in welcher Reihenfolge Muskeln ihre Aktivierung starten. Ausgehend von einer entspannten Startposition wird die Feuerrungsfolge (Firing Order) für eine gewählte Aktivität bestimmt. Schlussendlich können Onset-Musterdiagramme bestimmt werden, die anzeigen, bei welchem Zeitpunkt/Phase ein Muskel in einem Bewegungszyklus an oder aus war. Frühe Ganganalysekonzepte nutzten diese Ein-/Ausschaltdiagramme in Mehrkanal-EMG-Ableitungen (siehe Abb. 73)

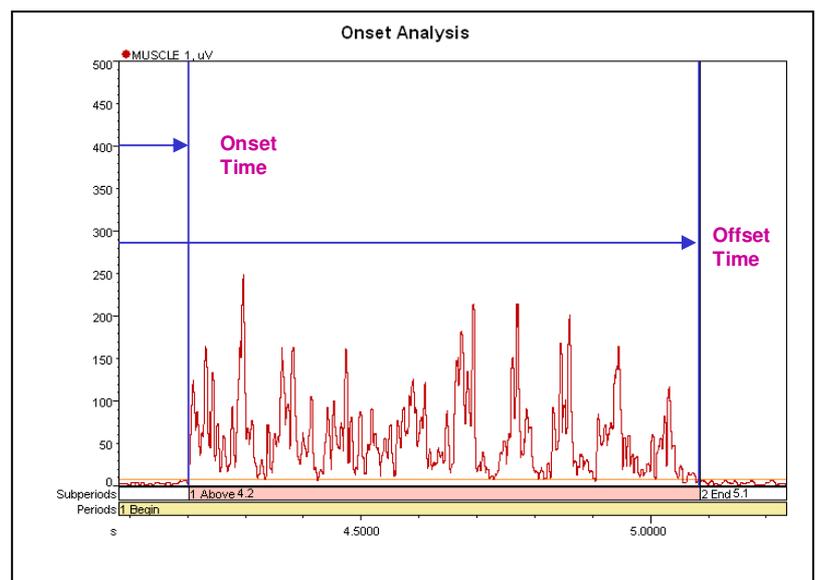


Abb. 61: Illustration der Onset-/Offset-Zeitperiode. Vom Beginn eines Analyseabschnitts ausgehend wird ein Schwellenwertkriterium angewendet, um den Einsetzzeitpunkt eines EMG zu bestimmen. Wird derselbe Schwellenwert erneut passiert, ist die Aussetzzeit erreicht.

Schwellenwertbestimmung via multipler SD der EMG-Nulllinie

Die Genauigkeit und Validität jeglicher Onset/Offset Kalkulation hängt von der gewählten Schwellenwertdefinition ab. Hier können unterschiedliche Methoden genutzt werden. Am populärsten ist die Methode, die auf der Standardabweichung der vor der Kontraktion gemessenen Nulllinie basiert. Hierbei wird z.B. das Level der dreifachen Standardabweichung zur Definition des Onsets benutzt. Überschreitet das EMG dieses Level, wird er als „An“ definiert. Da einzelne EMG-Spikes diese Linie kurzzeitig durchbrechen können, empfiehlt es sich, außerdem eine minimale Verweildauer zu definieren („Minimal subperiod duration“), die das EMG überschwellig sein muß, um als „An“ anerkannt zu werden. Das gleiche gilt für die Offset – Bestimmung des EMG – Signales. Unbeachtet seiner Popularität ist der Umgang mit diesem Schwellenkonzept und die Erstellung valider, reproduzierbarer Daten recht schwierig. Der SD-Bereich der Nulllinie kann zwischen Subjekten und Versuchen stark variieren, was die Definition eines einheitlichen Faktors erschwert. Ein weiteres „Problem“ besteht darin, dass moderne EMG-Verstärker, optimal eingesetzt, so geringe SDs auf der Nulllinie zeigen, dass der Faktor auf 5- oder 8-fach erhöht werden muss (Abb. 62).

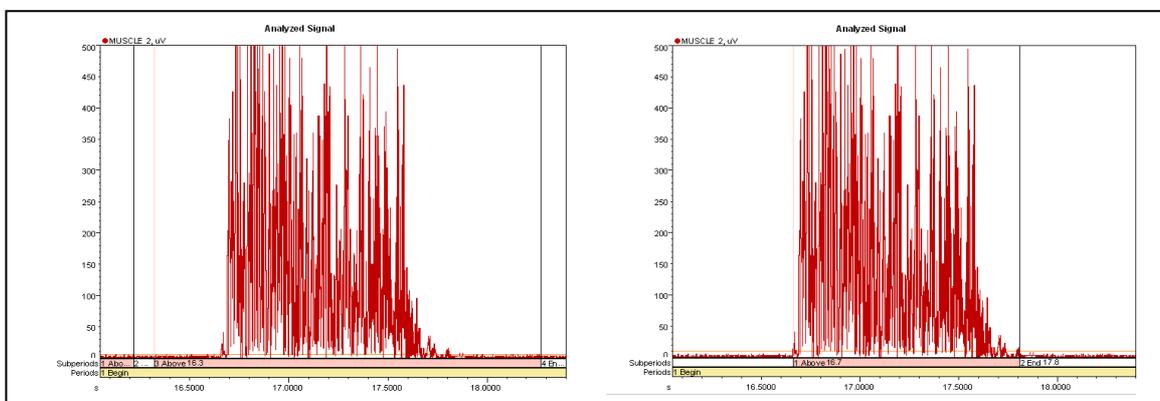


Abb. 62: Justierung des SD-Multiplikationsfaktors zur Festlegung eines verlässlichen Schwellenwertes für EMG-Anfangs- und Endpunkte. Der Schwellenwert im linken Bild ist auf drei Standardabweichungen eingestellt, versagt jedoch bei der Bestimmung einer gültigen Aktivierung (links - Markierungslinien und rosa Balken). Die rauschfreie Grundlinie erfordert eine achtfach erhöhte SD, um den Beginn und das Ende der Kontraktion zu ermitteln (rechts).

Schwellenwertdefinition via lokalem Maximalwert

Eine Alternative zur Nulllinienvarianz wäre die Ermittlung des lokalen EMG-Spitzenwertes (=100%) und nachgeschaltet die Schwellendefinition über einen hierzu bezogenen Prozentsatz: z.B. bei 5% des lokalen Peaks wird der Muskel als „An“ definiert. Diese in der Praxis wesentlich stabiler laufende Methode wird noch wenig genutzt und ihre Validität bedarf weiterer wissenschaftlicher Studien.

Schwellenwertdefinition über einen fixen Wert

Eine weitere Alternative wäre die Schwellendefinition über einen fixen Mikrovoltwert, oder besser amplitudennormalisierten MVC-Wert („Muskel ist an bei 3-5% MVC“).

Die beste Methode kann nur in Kenntnis der Verstärker-Performance, der Signalqualität und der gegebenen Kontraktionsaufgabe ermittelt werden. Welche Methode auch immer zur Schwellenwertdefinition herangezogen wird - es ist absolut wichtig, jegliches Ergebnis graphisch zu kontrollieren und nicht etwa mit „Black-Box“-Resultaten zu arbeiten.

EMG-Kraft-Relation

Die Beziehung zwischen EMG-Input und Kraft-Output

Die EMG Aktivierung ist die zwingende Bedingung für aktive Kraftentfaltung am Muskel. Folgerichtig kann man eine sehr enge Beziehung zwischen beiden erwarten. In der Tat sind EMG- und Kraftparameter hoch korreliert, doch kann diese Beziehung je nach Muskel und Kontraktionsaufgabe signifikant variieren. Der klassische Fall ist eine kurvi-lineare Beziehung, bei der mit ansteigendem Kraftniveau überproportional mehr EMG benötigt wird (Abb. 63 links).

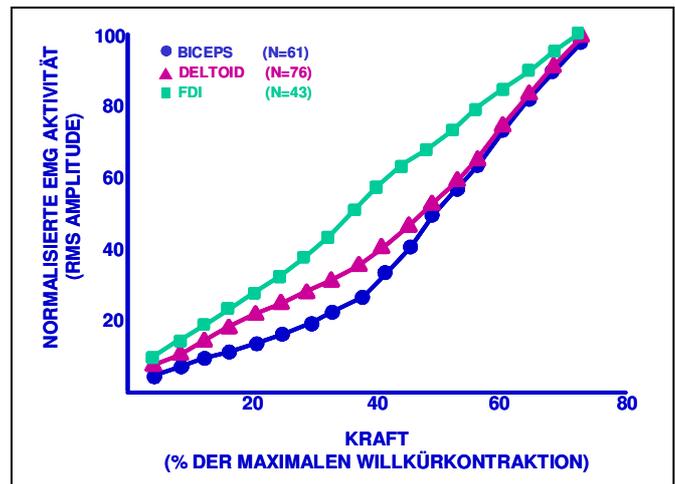
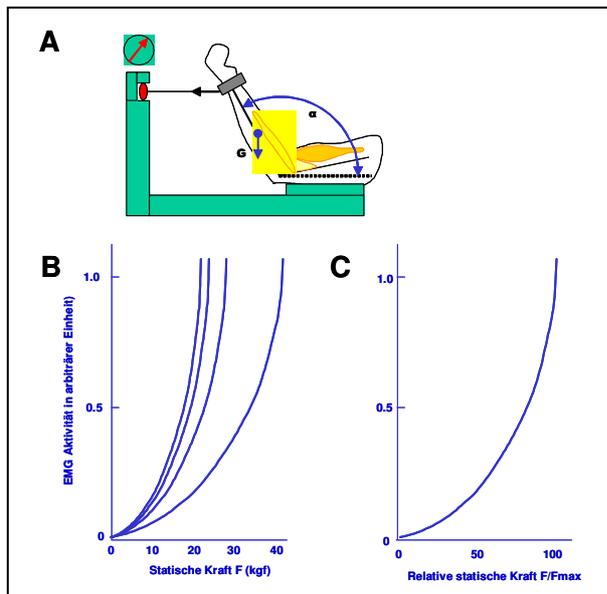


Abb. 63: Zwei klassische statische EMG/Kraft-Experimente: Die linke Zeichnung (abgeändert übernommen aus 10, S. 110) zeigt die Abhängigkeit des EMG/Kraft-Verhältnisses von der Winkelposition (A, B), die durch Normalisierung des Kraft-MVCs eliminiert werden kann. Die rechte Zeichnung (abgeändert nach 2, S. 193) zeigt EMG/Kraft-Verhältnisse für MVC-normalisierte EMGs und Kraftoutput-Daten von 3 verschiedenen Muskeln.

In bestimmten Bedingungen mit statischer Anspannung, bei denen sowohl EMG als auch Kraft auf ihr Maximum normalisiert sind, tendieren kleinere Muskeln zu einer linearen Beziehung (Abb. 63 rechts).

Die Analyse solcher EMG-Kraftbeziehungen ist wichtig, wenn EMG die Drehmomentkalkulationen in biomechanischen Modellen zu assistieren hat. Unter mehr praktischen Gesichtspunkten kann man mit Sicherheit schlussfolgern, dass mit steigendem EMG automatisch die wirkenden Kräfte in und um ein Gelenk analog steigen.

Die EMG-Kraft-Relation kann dazu genutzt werden, den neuromuskulären Funktions- oder Trainingsstatus des Muskels zu ermitteln (Abb. 64). In statischen Kontraktionen mit konstant ansteigender Kraft (Ramping) zeigen trainierte Muskeln einen Rechtstrend in der Beziehung, untrainierte oder atrophische Muskeln zeigen dagegen einen Linkstrend.

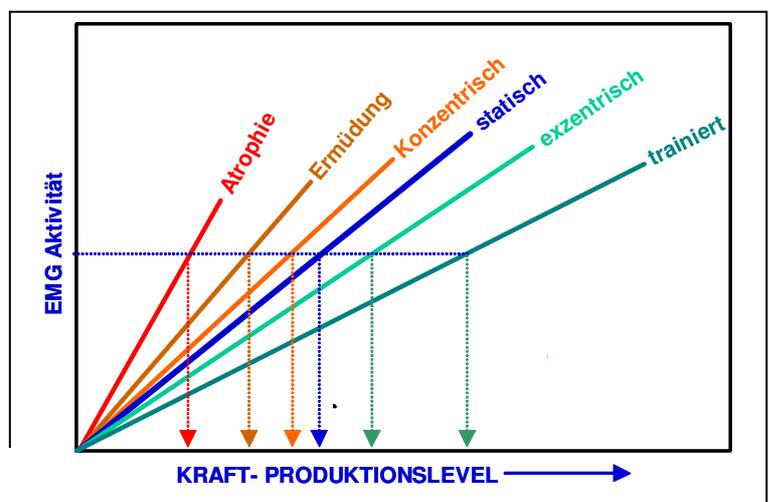


Abb. 64: Schematische EMG/Kraft-Beziehung beim „Ramping“. In Abhängigkeit von Muskelkondition und Trainingsstatus kann das Verhältnis variieren. Trainierte Muskeln benötigen weniger EMG zur Erreichung eines vorgegebenen Kraftausstoßes als atrophische oder ermüdete Muskeln.

EMG als biomechanische Messmethode

Die Rolle von EMG innerhalb biomechanischer Studien und Setups

Die Welt der biomechanischen Messmethoden kann prinzipiell in vier Hauptgebiete aufgeteilt werden: Anthropometrie, Kinematik, Kinetik und Kinesiologisches EMG (Abb. 65). Die wichtige Rolle des KinEMGs ist die objektive Evaluation der neuromuskulären Aktivierung in einer gegebenen Aktivität. Anders als bei den anderen Messbereichen fungiert das KinEMG ohne ernstzunehmende Konkurrenzmessmethode innerhalb seiner Klasse.

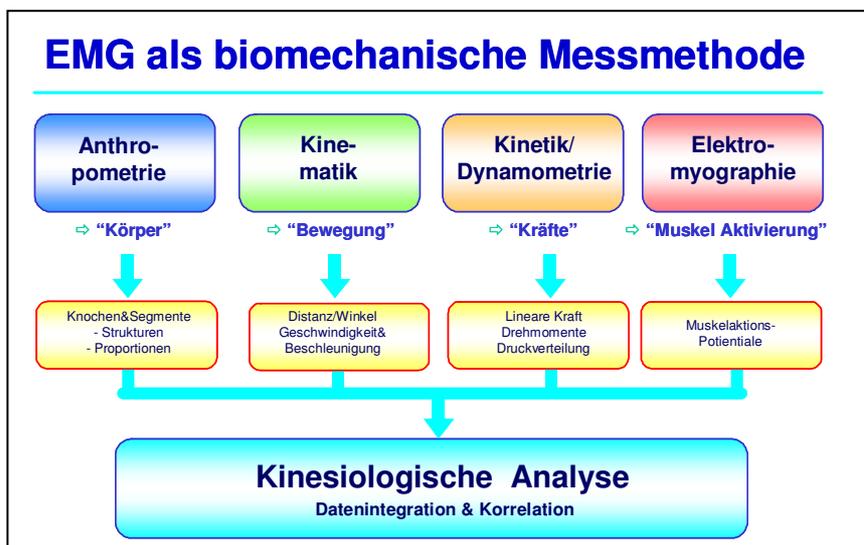


Abb. 65: Die vier Hauptgebiete biomechanischer Messmethoden – modifiziert und ergänzt nach Konzepten von Ballreich/Baumann

Der wichtige Startpunkt ist die Auswahl/Zusammenstellung von Messmethoden, die ein gewähltes Untersuchungsobjekt erfassen und darstellen können. Ausgehend vom einem Problem/Phänomen, das beim Subjekt/Patient beobachtet oder vermutet wird, oder dem Verlangen nach besserem Verständnis der physiologischen Bedingungen innerhalb einer Aktivität, werden Erwartungshaltungen oder besser Hypothesen zum Objekt erstellt. Erwartungen können einfach in Fragekategorien umgewandelt werden.

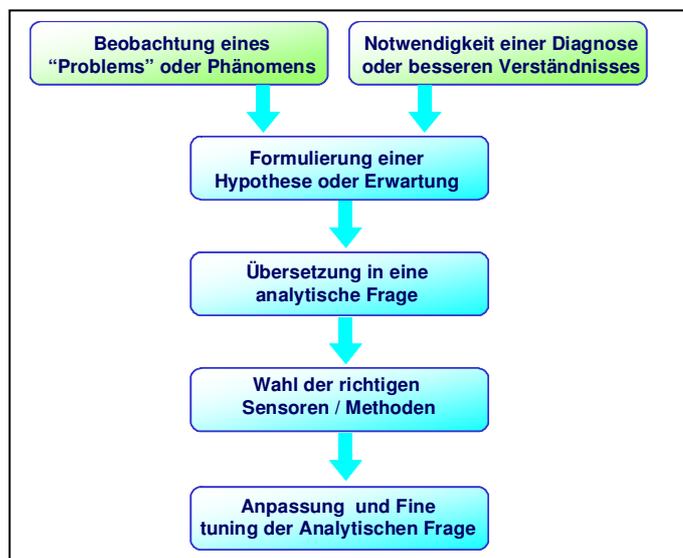


Abb. 66: Analytisches Fragen ist die Grundlage für eine geeignete Sensorauswahl im Rahmen biomechanischer Methoden.

In einem nächsten Schritt muss entschieden werden, welches Messverfahren die involvierten Prozesse objektiv am Besten analysieren kann. Die Auswahl der richtigen Untersuchungsmethode ist sehr wichtig. So kann das EMG nicht die Frage analysieren, wie *stark* (in Newton) ein Muskel ist, andererseits kann eine Kraftmessung nicht ermitteln, ob ein Muskel *korrekt* feuert. Innerhalb jeder Kategorie von biomechanischen Sensoren lassen sich Subklassen von analytischen Fragen auflisten, die in dieser Kategorie beantwortet werden können. Welche konkreten Analysefragen kann das KinEMG beantworten? Im folgenden werden die zentralen Analysefragen des KinEMGs vorgestellt.

EMG-Analysefragen - Überblick

Typus und Skalierung der Analysefragen

Es gibt hauptsächlich 5 Kategorien von Analysefragen, die man an das KinEMG adressieren kann und die man in der Regel auch präzise beantwortet bekommt:

| Fragenkategorie | Antworttyp | Skalierungstyp |
|------------------------------------|---|----------------|
| 1) Ist der Muskel aktiv? | Ja/nein und An/Aus | Nominal |
| 2) Ist er mehr oder weniger aktiv? | Qualitative Beurteilung/Rangfolgen | Ordinal |
| 3) Wann ist der Muskel an/aus? | Onset/Offset Kalkulation, Firing Orders | Metrisch |
| 4) Wie stark ist der Muskel aktiv? | Ausgedrückt in % MVC | Metrisch |
| 5) Ermüdet der Muskel? | Regressions-/Trendanalysen | Metrisch |

Es ist wichtig anzumerken, dass mit ansteigender Fragenkategorie auch die Komplexität der EMG-Analysen steigt. Wenn ein Kliniker einen schnellen Check durchführen möchte, ob ein neurologischer Patient einen Muskel willentlich aktivieren kann, kann ihm eine 1-Kanal-EMG-Aufzeichnung mit einer Minute Vorbereitungszeit die sofortige Antwort liefern. Wenn jedoch die koordinative Qualität innerhalb komplexer Bewegungen eine tiefere Untersuchung erfordern, entscheidet man sich vielleicht für eine 16-Kanal-Aufzeichnung und Amplitudennormalisierung zum MVC, die schnell eine Stunde Vorbereitungszeit erfordert.

EMG kann nur EMG-spezifische Analysefragen beantworten. Wie jede andere biomechanische Methode arbeitet EMG wie eine Lupe, die auf ein ausgewähltes Sub-System oder eine Sub-Komponente eines sehr komplexen biologischen Systems fokussiert. Muskeln sind die Motoren oder Bremsen der Bewegung, aber gemäß ihrer Natur können sie nur reflexbasierte oder ZNS-gesteuerte Befehle empfangen oder befolgen. EMG eines Muskels allein kann nie die Frage nach dem **“Warum”** beantworten.

Das macht die Interpretation von EMG-Beobachtungen so anspruchsvoll und erfordert sehr qualifiziertes Basiswissen über das sensimotorischen System. Es ist zu bedenken, dass jede neuromuskuläre Beobachtung über den aktiven Bewegungsapparat ebenfalls durch Prozesse anderer biologischer Subsysteme beeinflusst wird. (Abb. 67).

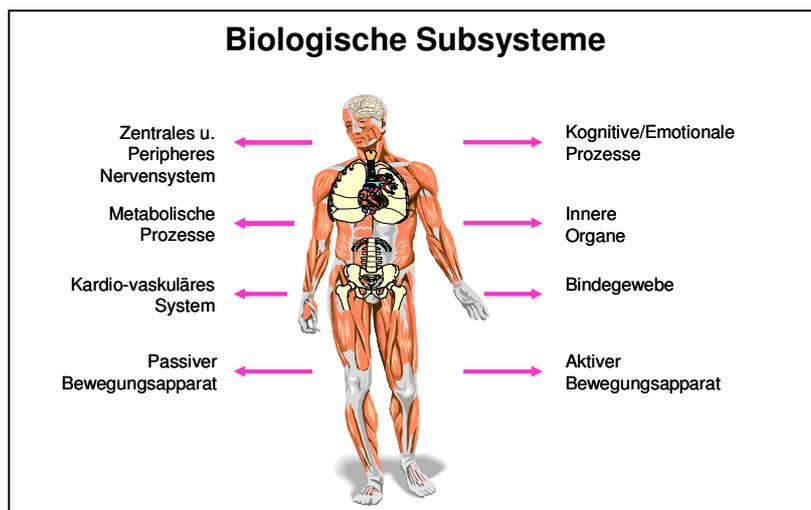


Abb. 67: Voneinander abhängig agierende biologische Subsysteme. Ein einzelner Befund innerhalb eines ausgewählten Subsystems spiegelt nicht das Gesamtsystem wider.

Die Herausforderung besteht darin, eine bestimmte Beobachtung eines Subsystems in die Gesamtheit menschlicher Körperfunktionen zu re-integrieren. Eine einzelne biomechanische Beobachtung, selbst bei akkuratester Messung, ist wertlos, wenn sie nicht in das Gesamtsystem integriert wird.

EMG-Analyse: An/Aus?

Fragenkategorie 1: Ist der Muskel aktiv?

Diese Fragenkategorie kann durch die Inspektion der EMG-Rohkurven der Aktivität direkt beantwortet werden. Sie wird beantwortet auf einem nominalen Skalierungsniveau durch Ja/Nein oder An/Aus. Es sollte aufmerksam kontrolliert werden, ob die Qualität der EMG-Grundlinie eine klare Identifizierung des aktiven EMG erlaubt. Erhöhtes Grundrauschen sollte nicht als „erhöhter Tonus“ interpretiert werden!

Die Relevanz dieser fundamentalen An-Aus-Frage kann leicht unterschätzt oder missverstanden werden. Sie ist nicht nur wichtig für z.B. neurologische Untersucher, die danach fragen, ob der Patient überhaupt einen bestimmten Muskel aktivieren kann. Auch für professionelle Trainer, Therapeuten oder Bewegungswissenschaftler kann diese Basisfrage schnell essentielle Bedeutung erlangen. Sie klärt z.B. die oft zu lesende falsche Annahme der „posturalen“ Rolle, die der M. gluteus maximus im aufrechten Stand haben soll. Oder die vermeintlich lumbale „wirbelsäulenstabilisierende“ Funktion der geraden Bauchmuskulatur.

Beides sind typische fundamentale Missverständnisse, die aus rein funktional anatomischen Überlegungen abgeleitet werden, aber die neuromuskuläre Dimension vernachlässigen. Hier kann schnell und einfach geklärt werden, ob diese Muskeln unter den gegebenen Anforderungen überhaupt aktiv sind oder nicht. (Abb. 68). Ein gesunder, gut organisierter Muskel schaltet sich unter normalen Bedingungen aus, wenn er nicht gebraucht wird. Wenn er weiter „an“ bleibt, ist dies ein Indikator für aktiven Muskelspasmus, reflexinduzierten (z.B.: Schmerz) Hypertonus, Gelenk-Instabilität oder verhaltensbedingten Mißbrauch (Stress, schlechte Muskelkoordination).

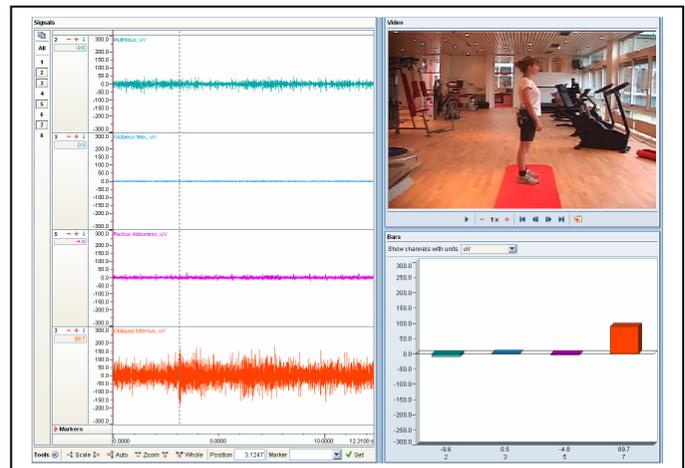


Abb. 68: EMG Ann/aus-Analyse einer normalen aufrechten Stand- / Hal- tungsübung. Die Multifidii (Kanal 1) und die Internus Abdominis-Muskulatur (Kanal 4) zeigen signifikante EMG-Aktivität (=in), wohingegen der Glu- taeus maximus (Kanal 3) and Rectus abdominis (Kanal 4) „aus“ sind. Derselbe Befund kann auch auf instabilem Grund oder beim Stehen auf einem Bein gemacht werden – und zeigt auch hier, welche Muskeln wirklich zur Stabilisierung der Haltung beitragen.

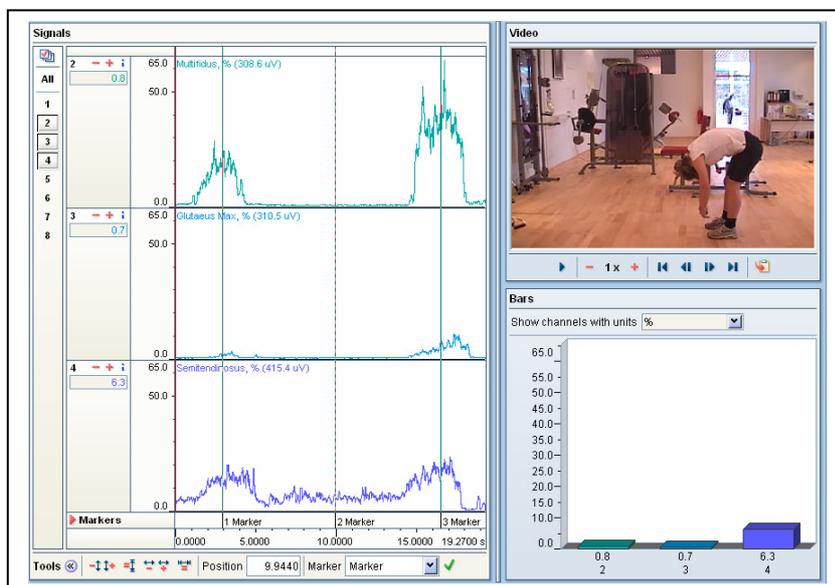


Abb. 69: Das Flexion- / Relaxationsphä- nomen. Beim langsamen Vorbeugen aus einer aufrechten Position schalten die Rückenmuskeln (ch.1 multifidii) und Hüft- strecker (ch. 2 gluteus maximus) in der am stärksten gebeugten Position ab (gestri- chelte senkrechte Linie und Videoaufnah- me). Die Wirbelssegmente werden allein von passiven Strukturen wie Bändern gehalten. Bei langsamer Rückstreckung beginnen beide Muskeln wieder zu feuern. Weitere Synergisten (ch. 3 Semitendino- sus) sind die ganze Zeit aktiv. Bei Patien- ten mit chronischen Rückenbeschwerden

EMG-Analyse: Mehr/Weniger?

Fragenkategorie 2: Ist der Muskel mehr oder weniger aktiv (im Vergleich)?

Der Fragentyp "mehr/weniger" erfordert mindestens eine Vergleichsbedingung, z.B. das EMG der rechten und linken Seite, den Pre- und Post-Test oder Patienten- vs. Normkurve. Dieser Fragentyp benutzt qualitative Dimensionen, bei dem jeder Datenbefund auf einem ordinal (statt metrischem) Level in Rangfolge gestellt wird.

Typische Ordinal-Skalen des KinEMGs sind:

| | | | |
|-----------------|-----------|----------|--------------------------------|
| Keine Aktivität | abwesend | minus | Test mit niedrigster Aktivität |
| Moderate | inadäquat | plus | Tests mit mittlerer Aktivität |
| Hoch | exzessiv | 2 x plus | Test mit höchster Aktivität |

Von einem klinischen und praktischen Standpunkt aus gesehen ist dieser Analyse- (und Interpretations-) Typ wahrscheinlich der wichtigste und nützlichste Weg, Patientendaten zu analysieren. Wie an anderer Stelle beschrieben (vgl. "Nachteile der MVC-Normalisierung"), können Patienten keine validen MVCs zur Amplitudennormalisierung ausführen, womit quantitative Analysen des „Wieviel/Wie hoch?“ entfallen.

Die Frage "mehr oder weniger" erhält quantitativen Charakter, wenn sie auf denselben Muskel desselben Subjekts und ohne Elektrodentausch zwischen den Messungen bezogen wird. Gerade bei Patienten oder Tests, in denen eine Amplitudennormalisierung nicht durchführbar ist, wäre dies die führende Fragestellung: "Was ist der Unterschied in der Aktivität zwischen zwei Kontraktionsbedingungen?" Innerhalb dieses Designs kann man die Mikrovolt-basierte Differenz jederzeit in Prozent ausdrücken: z.B. Test 1 zeigte 35% weniger Mean-EMG als Test 2. Bei qualitativer Analyse ist es hilfreich, die Daten als Kurven zu präsentieren, weil die Datenreduktion auf einen einzelnen Amplitudenparameter wichtige Informationen des Aktivierungsmusters (=Verhaltens) selbst verdecken könnte.

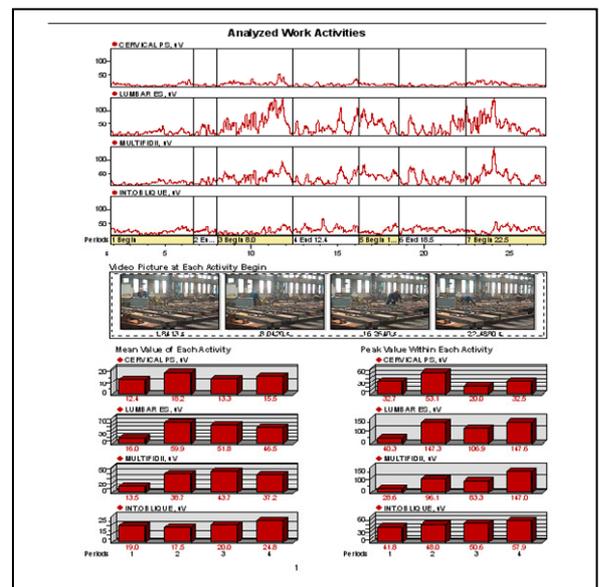


Abb. 70: Videobasierte EMG-Analyse von 4 verschiedenen Arbeitstätigkeiten (gelbe Intervalle), gemessen in Mikrovolt. Wo ist mehr oder weniger EMG vorhanden?

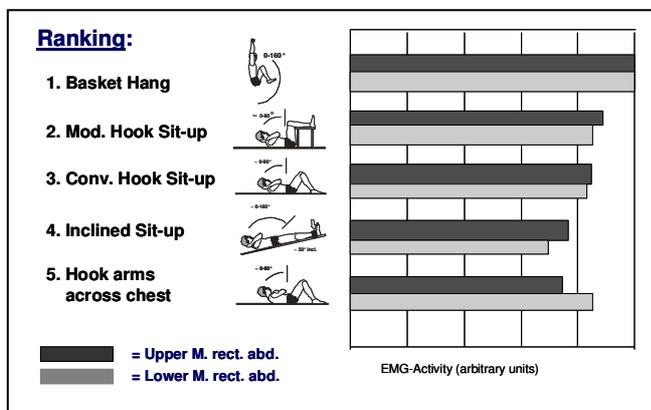


Abb. 71: EMG-Analyse von 5 Bauchübungen, sortiert nach dem höchsten gefundenen EMG (basket hang Hängen mit angezogenen Beinen), die in einer rein willkürlich unterteilten Skala erfasst wurden. Die Abbildung basiert auf Daten entnommen aus einer Studie von Gutin/Lipez 1971

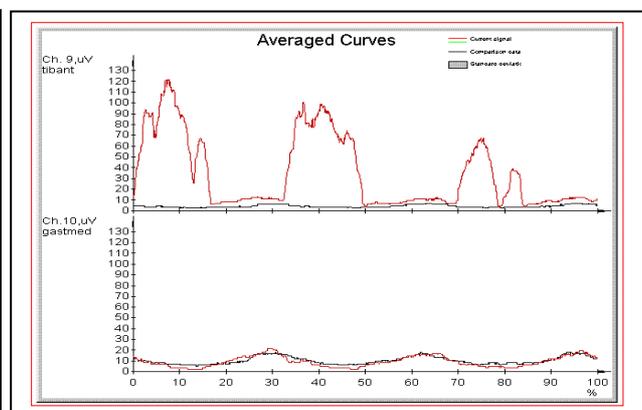


Abb. 72: Qualitative EMG-Analyse des Tibialis anterior (obere Aufzeichnung) und des Gastrocnemius medialis (untere Aufzeichnung) im links/rechts-Vergleich eines spastischen Patienten, der drei Kniebeugen ausführt. Die mehr/weniger-Analyse legt das Augenmerk auf dem Vergleich der Seiten und der (Un-)gleichmäßigkeit der Kurven.

EMG-Analyse: Muskel-Timing?

Fragenkategorie 3: Wann ist der Muskel an/aus?

Basierend auf einem bestimmten Schwellenwertkriterium, das definiert, wann der Muskel "an" ist (vgl. Kapitel „Zeit – Timing-abhängige Parameter“), werden die Ein-/Ausschaltcharakteristika eines Muskels in einer bestimmten Bewegung oder im Vergleich zu anderen Muskeln (Firing Order) auf einer metrischen Zeitskala kalkuliert. Dieser Analysetyp setzt keine Amplitudennormalisierung voraus und kann daher eine hilfreiche Analysestrategie bei Patientenmessungen sein.

Ein gängiges Beispiel ist das „An/Aus“-Zeitmuster im Ganganalyse-Zyklus, das einen guten Überblick der neuromuskulären Aktivität bei normalem und pathologischen Gehen bietet (Abb. 73). Man könnte die Datenreduzierung auf „An/Aus“-Aktivitätsbalken dahingehend in Frage stellen, ob sie die neuromuskuläre Koordination korrekt wiedergibt. Wie bereits aufgeführt, sind die Schwellenwertdefinition für Muskel-Onset nicht unkritisch und oft unzuverlässig (vgl. Kapitel „Schwellenwertdefinition durch multiple SD“). Ein weiterer Untersuchungstyp (Abb. 74) bezieht sich auf Muskelreflexschleifen wie z.B. die muskuläre Antwort der Unterschenkelmuskeln auf unerwartete Fußgelenkspronation.

Diese wird durch plötzlich kippende Plattformen erreicht und analysiert, wie lange die Dorsalflektoren benötigen, um die plötzliche Fußpronation zu stabilisieren. Innerhalb der Analyse der lumbalen segmentalen Stabilisation sind Zeitcharakteristika der involvierten Stabilisatoren (Abb. 75) ein wichtiges Maß für korrekte oder insuffiziente Rumpf-Stabilisierung.

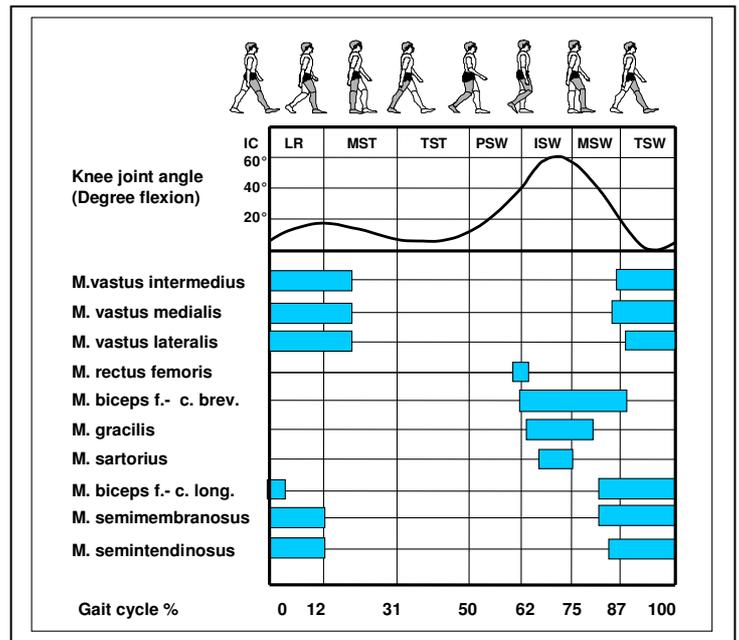


Abb. 73: Ein/Aus-Timing-Muster von zehn Unterschenkelmuskeln während eines Gangzyklus. Blaue Balken zeigen, wann der Muskel aktiv ist. Übernommen und verändert aus 8

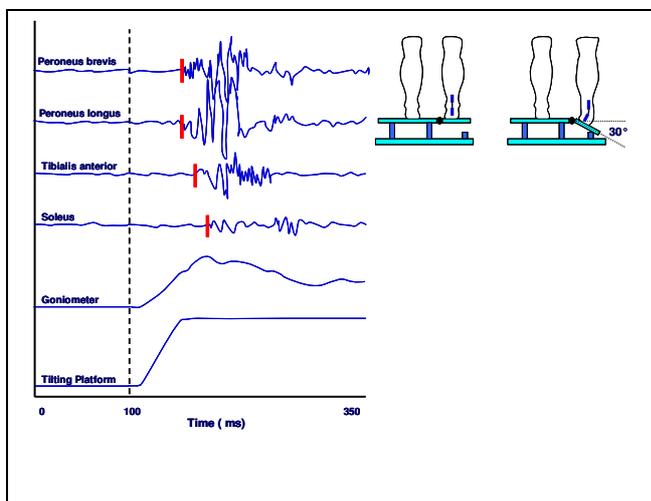


Abb. 74: EMG-Einschaltanalyse auf einer plötzlich kippenden Plattform. Der bei unerwartetem Abkippen (gestrichelte Linie) einsetzende Reflex der Fußgelenkpronatoren wird analysiert. Übernommen und abgewandelt nach Rosenbaum et al. 2000

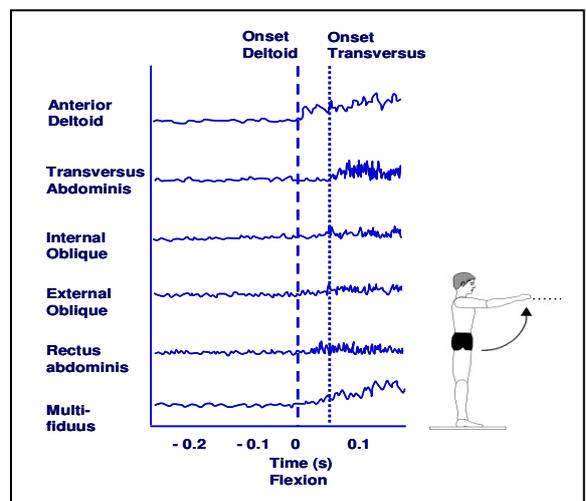


Abb. 75: Verzögerte Innervation (eng gestrichelte Linie) von Lumbal-Segmental stabilisierende Muskeln (Transversus abdominis, Multifidus) im Verhältnis zum Onset des M. deltoideus (breit gestrichelte Linie) bei schnellen Schulterbeugen, ausgeführt von einem Patienten mit chronischen Rückenbeschwerden. Verändert übernommen aus 9, S. 62

EMG-Analyse: Wieviel Muskelaktivität?

Fragenkategorie 4: Wie aktiv ist der Muskel?

In dieser Fragenkategorie muss die EMG-Amplitude auf einer metrischen Skala berechnet werden, es wird der Frage „Wie aktiv?“ eine gemessene Zahl zugeordnet. Diese Frage kann nicht mit dem original mikrovolt-skalierten EMG beantwortet werden, da dieses durch die lokal gegebenen, stark variierenden Ableitbedingungen beeinflusst wird. Um diesen äußeren Einfluss zu eliminieren, wird eine Reskalierung zu Prozent eines bestimmten Referenzwertes vorgenommen, vorzugsweise zum maximal erreichbaren EMG-Signal (MVC) statischer MVC-Testmessungen (vgl. „Konzept der MVC-Normalisierung“).

Die Frage „Wieviel EMG?“ adressiert im Wesentlichen das Interesse, zu verstehen, wieviel Input oder Anstrengung ein bestimmter Muskel in einer bestimmten Übung oder Aufgabe leisten muss. Diese Art der Evaluierung ist wichtig, wenn es darum geht, den grundsätzlichen Effekt von Therapie- und Trainingsübungen zu verstehen (Abb. 76). Sie erlaubt eine Einteilung der Übungswirkung in diverse Anforderungsgrade wie niedrig, submaximal oder maximal. Z.B. benötigen effiziente Krafttrainingsübungen ein Innervationsniveau von mindestens 40-60% des MVC, um im Sinne der Superkompensation eine positive Kraftsteigerung zu bewirken (Muskelhypertrophie bei gesunden Probanden).

In der Arbeitsergonomie könnte es erforderlich sein, die neuromuskuläre Beanspruchung einer gegebenen Arbeitsaktivität zu verstehen. Dies hilft, Techniken und Bedingungen zu verbessern, die den Stress und die Belastung für die Angestellten reduzieren. Die Entwicklung von Arbeitsmitteln, Stühlen und anderen arbeitsplatzbezogenen Hilfsmitteln profitiert von der Analyse neuromuskulärer Beanspruchung.

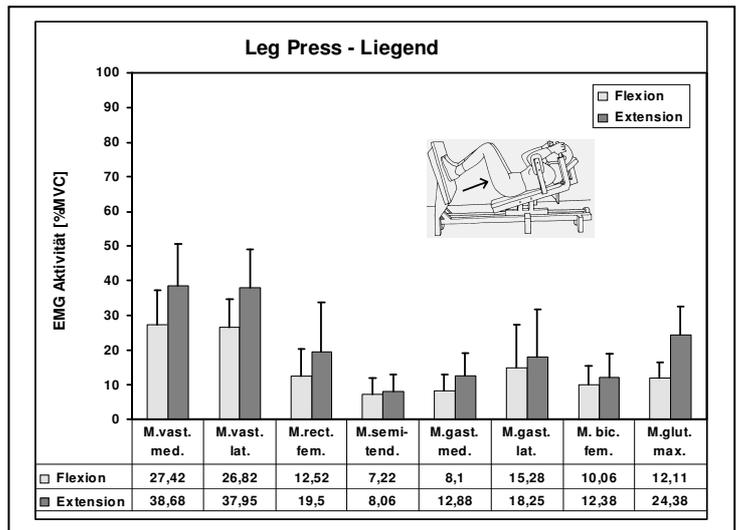


Abb. 76: Muskuläres Aktivitätsverteilungsprofil von 8 Hüft/Beinmuskeln bei liegender Legpress. Die Daten zeigen die MVC-normalisierten gemittelten EMGs von je 6 Streck- und Beugedurchgängen, gemessen in einer Gruppe von 10 gesunden Personen bei 40% des individuellen Maximums einer Einzelübung.

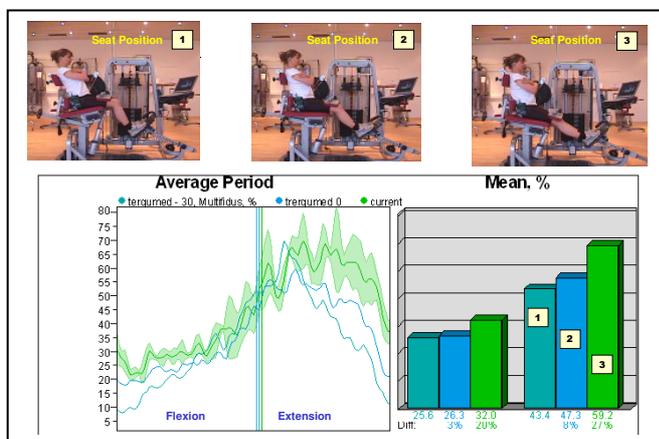


Abb. 77: EMG-Effizienzanalyse für 3 verschiedene Sitzpositionen auf Grundlage der MVC-normalisierten Durchschnittskurve des M. Multifidus im gemittelten Extensions-/Flexions-Zyklus. Bei einer vorgegebenen Belastung (60% Max.) zeigt sich bei Sitzposition 3 die höchste EMG-Innervation.

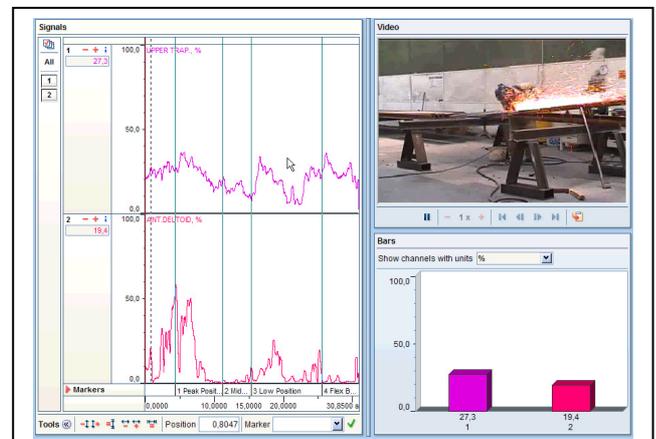


Abb. 78: Ergonomische EMG-Analyse von zwei Schultermuskeln (obere Aufzeichnung: trapezius p. desc.; untere Aufzeichnung: M. deltoideus anterior) bei einer Arbeitsaufgabe in der Stahlproduktion. Das MVC-normalisierte Signal zeigt die Muskelbeanspruchung synchron zum laufenden Videobild.

EMG-Analyse: Wieviel Ermüdung?

Fragenkategorie 5: Ermüdet der Muskel?

Innerhalb statischer submaximaler Kontraktionen zeigen sowohl amplituden- als auch frequenzbasierte Analyseparameter zeitabhängige Änderungen, die auf muskuläre Ermüdung zurückzuführen sind (2). Der klassische statische Haltetest setzt ein konstantes Lastniveau bei gut definierter Winkelposition / Muskel-länge voraus. Aufgrund der Rekrutierung motorischer Einheiten zeigt die Amplitude des EMGs eine Zu-nahme, wohingegen die frequenzbasierte mittlere oder median Frequenz des Totalen Leistungsspekt-rums eine Abnahme über die Kontraktionszeit zeigen. Der Grund für die Abnahme liegt u.a. in der Reduk-tion der Muskelfaserleitgeschwindigkeit für Aktionspotentiale (2).

Das führt zu einem Links-shift des Leistungsspektrums hin zu niedrigeren Frequenzen (Abb. 79) Der Regressi-onskoeffizient der Median-Frequenz (oder mittleren Fre-quenz) hin zu niedrigeren Frequenzen kann als **nicht-invasiver Ermüdungsindex** für den untersuchten Mus-kel genutzt werden. Die Untersuchung lokaler Muskeler-müdungseffekte hat zwei wichtige Anwendungen. Zu-nächst kann sie genutzt werden, um Muskelschwäche zu identifizieren. Die berühmteste Anwendung von Fre-quenz-Shifts (**“Muscle Fatigue Index”**, 3) ist die Identifi-kation und Analyse von Rückenschmerzpatienten. Zwei-tens kann sie genutzt werden, um die Effektivität von Krafttrainingsübungen nachzuweisen.

Da FFT-basierte Kalkulationen vom mathematischen Standpunkt aus gesehen einen stationären Signalcharakter und eine Gauß'sche Verteilung der Messdaten

benötigen, kommen auch dem Amplitudenanstieg und den hiermit zusammenhängenden Rekrutierungsphänomenen von motorischen Einheiten eine Bedeutung für die Effizienzkontrolle von z.B. Krafttrainingsübungen zu. Ermüdung muss als äußerst wichtiger Kontroll-Parameter für muskuläres (Hypertrophie-) Training betrachtet werden. Durch Training herbeigeführte Kurzzeitermüdung ist die Voraussetzung für Muskelwachstum. Oft erlebt man in der Praxis Ermüdungstests, die einen gegenteiligen Trend zeigen: Die Frequenz steigt und/oder die Amplitude fällt ab. Dieses Phänomen wird in der Literatur wenig oder gar nicht diskutiert und könnte mit einer Migration der Muskelaktivität zwischen Synergisten und einer Reduktion der Ko-Aktivierung von Antagonisten erklärt werden.

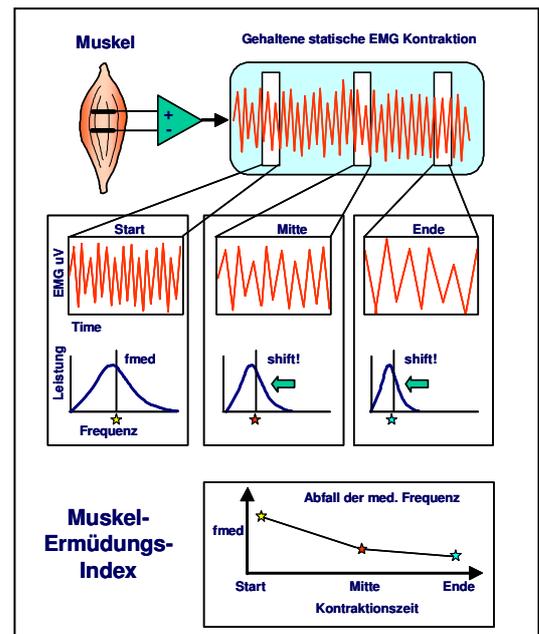
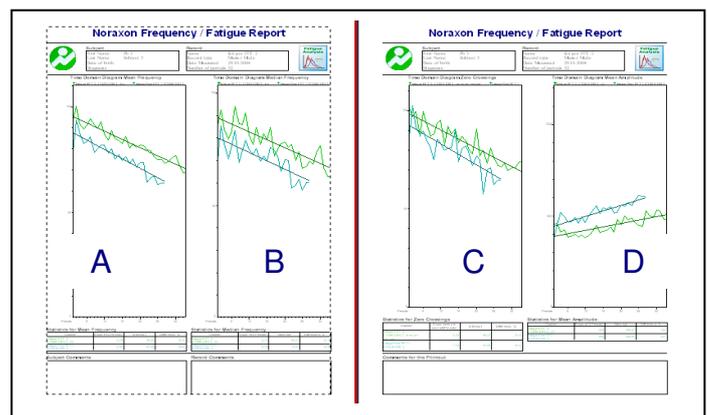


Abb. 79: Schematische Illustration der Frequenzverschiebung in Richtung niedrigere Frequenzen bei statischen Kontraktionen und Berechnung des Muskelermüdungsindex. Verändert übernommen aus (3)



Abb. 80: Typische Testanordnung und Befunde für eine statische EMG-Rückentestung: Mediane (A) u. mittlere Frequenz (B), Nullliniendurchgang (C) und mittlere Amplitude (D), Abfall bei einer trainierten (grün) und untrainierten (blau) Person, gemessen am Multifidus-Muskel.



EMG-Analyse: Bewegungskoordination

Konzeptionelle Aspekte zur Abschätzung der Muskelkoordination

Die Untersuchung der Muskelkoordination kann auf allen 5 hier vorgestellten Analyseebenen durchgeführt werden. Man benötigt jedoch mindestens zwei involvierte Muskeln. Typischerweise werden alle wichtigen Muskeln um ein Gelenk (Agonist, Antagonist und Synergist) oder alle Muskeln innerhalb einer „Muskelkette“ (z.B.: Rücken/Hüftmuskeln von der Halswirbelsäule bis zum Oberschenkel) gemessen. Die Beurteilung „gute“ oder „schlechte“ Koordination erfordert sehr genau formulierte Kriterien.

Beispiele sind:

- Symmetrische Innervation von Synergisten
z.B.: die Mm. vastii der Quadrizeps-Gruppe
- Synchronisierte Feuerungsfolgen
z.B. innerhalb einer Muskelkette oder -ring
- Feed-forward-Innervation von Stabilisatoren
z.B. lumbal segmentale Stabilisatoren
- Angemessene Ko-Innervation von Antagonisten: reduziert oder möglichst spät.

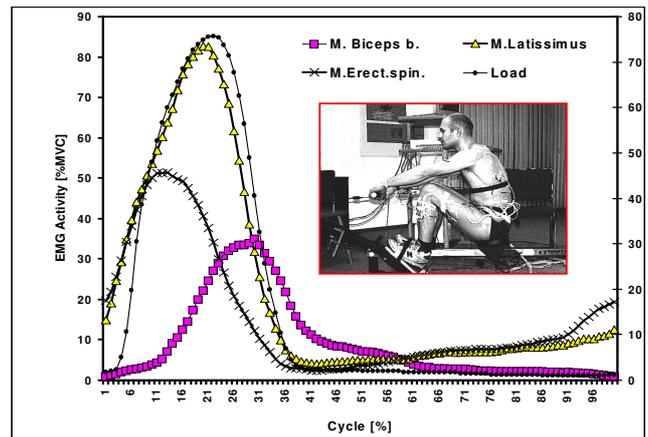


Abb. 81: Koordinative EMG-Analyse auf der Grundlage von MVC-normalisierten Durchschnittskurven (N=10, Spitzenrunderer) während einer Abfolge von 8 Ruderzyklen. Die Musteranalyse erlaubt eine präzise Beschreibung darüber, wieviel und wann bestimmte Muskeln innerhalb des untersuchten Bewegungsablaufs feuern.

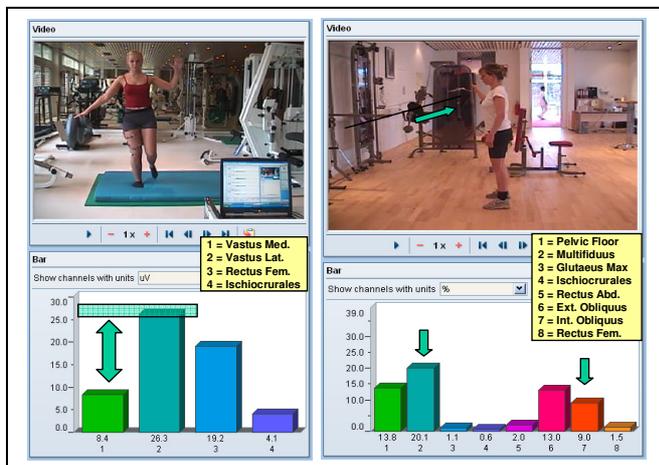


Abb. 82: Zwei klinische Beispiele, die auf Mikrovolt-skaliertes RMS-EMG-Analyse von Muskelgruppen in der Position des Videobildes basieren. Das linke Bild zeigt ein EMG-Ungleichgewicht zwischen den vasti während einer Kniestabilisierungsübung. Das rechte Bild evaluiert die korrekte Innervation von Lumbalstabilisatoren (Multifidus, Int. obliques) während einer Schultertrainingseinheit an einer Kabelzugmaschine

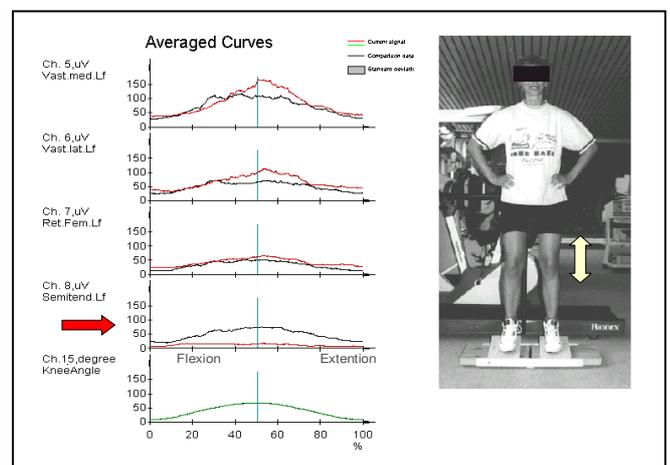


Abb. 83: Links/Rechts-Vergleich von EMG Mittelwertkurven (linke Seite=schwarz/verletzt) von 4 Kniemuskeln während einer freien Kniebeuge (6 Wdh.) eines Patienten vier Wochen nach einer chirurgisch versorgtem ACL-Ruptur. Aufgrund der mechanischen Knie-Instabilität verhalten sich die antagonistischen Kniebeuger (Kanal 8 Semitend.LF) wie Agonisten (schwarze Kurve). Typischerweise ist keine oder geringe Innervation (rote Kurve) bei dieser Muskelgruppe bzw. Übung zu sehen.

Notwendigkeit der Teststandardisierung

Faktoren, die Testübungen beeinflussen

Eine der wichtigsten Strategien, um eine aussagekräftige EMG-Analyse und -Interpretation vorzubereiten, ist die Standardisierung oder Kontrolle der Einflussfaktoren auf die Testposition oder -bewegung. Ohne das Verständnis und die Kontrolle der Bewegungscharakteristika selbst ist es nahezu unmöglich, EMG-Daten zu interpretieren. Eine allgemein zu erfüllende (wissenschaftliche) Anforderung ist die Reproduzierbarkeit der Tests. Die wichtigsten Faktoren, die dabei berücksichtigt und standardisiert werden müssen, sind:

| Faktor | Bemerkungen |
|--|--|
| Winkelposition in statischen Tests | Der Winkel und die Muskellänge beeinflussen unmittelbar die EMG-Amplitude, weil der aktive Muskel unter den Elektroden migriert. Ferner ändert sich die Muskelmechanik mit geänderten Sarcomer-Abständen (neben anderen biomechanischen Aspekten) |
| Bewegungsbereich in dynamischen Tests | Analog zum vorhergehenden Faktor erhöhen variierende Bewegungsausschläge die Variabilität der Daten erheblich und erfordern daher eine angemessene Standardisierung. |
| Bewegungsgeschwindigkeit in dynamischen Tests | Jede Wiederholungsserie bedeutet permanent aufeinanderfolgende Beschleunigungs- und Abbremsungsphasen, die konstant gehalten werden sollten. Höhere Geschwindigkeit heißt erhöhte Beschleunigung und damit mehr Rekrutierung pro Zeiteinheit, was letztendlich in variierenden allgemeinen Kontraktionszeiten und Innervationsniveaus endet. |
| Last oder Widerstand | Ohne das Wissen über eine gegebene Lastbedingung oder das Fehlen von reproduzierbaren Widerständen ist es nicht möglich, Test-Retest-Designs, Ermüdungsstudien oder andere EMG-Test-Vergleiche durchzuführen. |
| Dauer/WDH.-Anzahl In statischen oder dynamischen Tests | Jenseits von 30% MVC-Innervations-Intensität muss die statische Kontraktionsdauer oder die Anzahl der dynamischen WDH als ein starker Einflussfaktor berücksichtigt werden (z.B. wegen akkumulierender Ermüdungseffekte) |
| Konditioneller Status z.B. Ermüdung | Die aktuell vorzufindenden metabolischen und zentralnervösen Voraussetzungen sowie die Tageszeit müssen als Einflussfaktoren in Erwägung gezogen und damit konstant gehalten werden. |

Richtlinie: Halten Sie so viele Faktoren wie möglich konstant (=✓) oder durch andere Messungen kontrolliert:

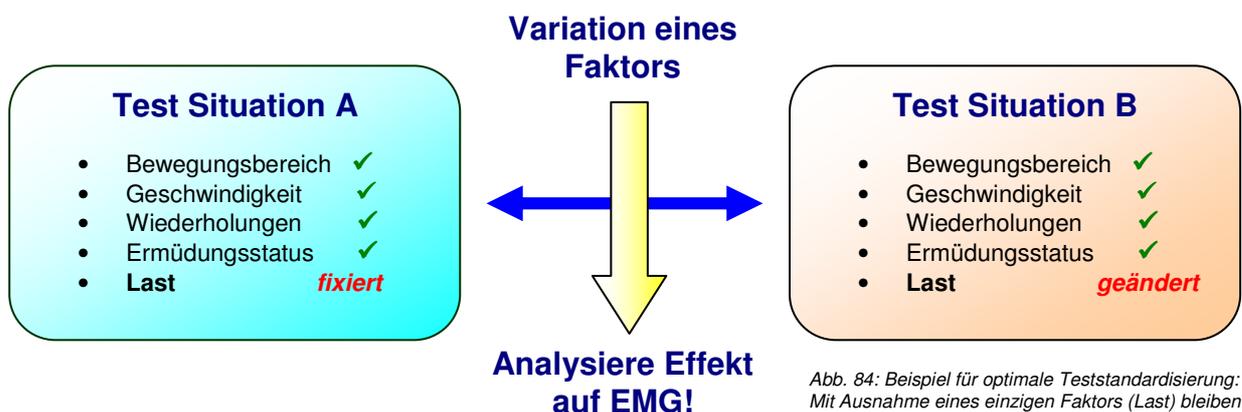


Abb. 84: Beispiel für optimale Teststandardisierung: Mit Ausnahme eines einzigen Faktors (Last) bleiben alle anderen konstant.

Empfehlungen zur Teststandardisierung

Last, Widerstand

- Nutzen Sie den ganzen Körper/Körperteile als Test-Widerstand.
- Nutzen Sie fixe Gewichte, um das Gewicht zu standardisieren.
- Nutzen Sie eine Kippplattform oder zwei Körperwaagen, um die Gewichtsverteilung in Kniebeuge-Übungen zu kontrollieren (Abb. 85).
- Nutzen Sie Kraft-/Drehmomentmesser zur Erfassung variierender Kraft-/Lastbedingungen (z.B. Isokinetik)

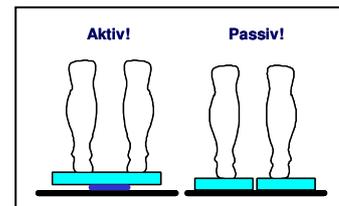


Abb. 85: Gleiche Gewichtsverteilung durch Einsatz zweier Waagen oder einer Kippplattform

Winkel, Bewegungsausschlag (ROM)

- Nutzen Sie Fixationsgurte, um eine gute Fixierung der Körpersegmente zu erreichen.
- Nutzen Sie Goniometer oder Inclinometer zur Erfassung des Bewegungsauschlages in freien Bewegungen.
- Nutzen Sie einen Gitterspiegel (Abb. 86) zur optischen Standardisierung freier Oberkörperbewegungen.
- Nutzen Sie Trainingsmaschinen, um den Bewegungsbereich zu kontrollieren (Abb. 87).

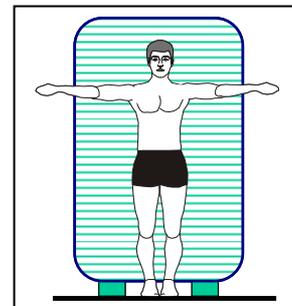


Abb. 86: Standardisierter ROM durch Verwendung eines Gitterspiegels

GESCHWINDIGKEIT

- Benutzen Sie ein Metronom, um die Kontraktionsgeschwindigkeit oder Schrittfolge (-geschwindigkeit) zu standardisieren.
- Ziehen Sie Laufbänder oder Isokinetik in Betracht, um konstante Geschwindigkeit zu gewährleisten.

Zeitdauer

- Nutzen Sie festgelegte Kontraktionsintervalle
- Zählen Sie die Wiederholungen
- Limitieren Sie Wiederholungen hoher Intensität (Ermüdung)

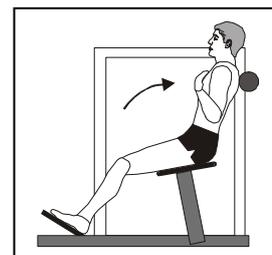


Abb. 87: Standardisiertes ROM, Körperposition und Belastung durch Maschinen

VORBEREITUNGEN/BEDINGUNGEN

- Immer die gleiche Tageszeit!
- Wählen Sie am besten einen ausgeruhten Zustand und wärmen Sie die Probanden vorher gut auf.
- Achten Sie auf konstante Raumtemperatur.

ALLGEMEINES

- Für schnelle Evaluationen wählen Sie statische Tests oder Halteaufgaben gegen definierten Widerstand.
- Nutzen Sie Isokinetikgeräte, wenn eine sehr hohe Standardisierung erforderlich ist.
- Nutzen Sie zufällige Reihenfolge für multiple Übungen, um systematische Fehler zu vermeiden.
- Versuchen Sie, zwischen den Testvergleichen immer nur einen Testfaktor zu ändern.
- Eingelenkige Übungen sind weniger variabel. Nutzen Sie Isolations-techniken, um bestimmte Muskeln innerhalb von Muskelketten zu untersuchen.

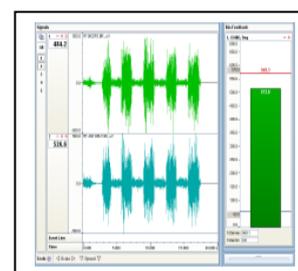


Abb. 88: Kontrolle sämtlicher Bewegungsparameter durch Biofeedback-Balken mit vordefinierten Bereichen

Beispiele für Test-Standardisierungs-Ebenen

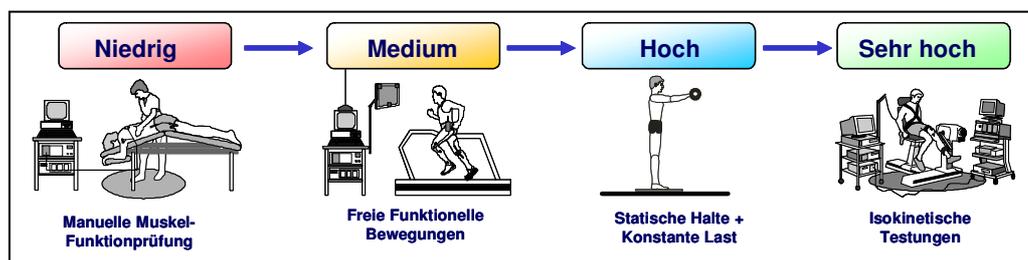


Abb. 89: Verschiedene Standardisierungslevel in Abhängigkeit von den allgemeinen Testbedingungen

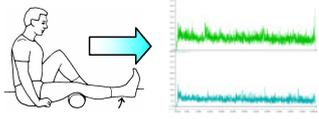
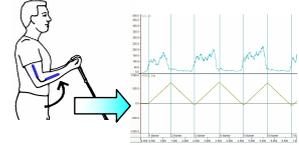
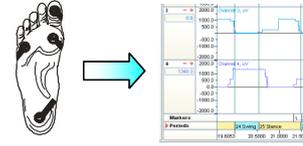
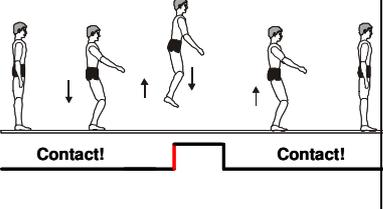
EMG-Triggerung zur Bewegung

Kinesiologisches EMG braucht eine Bewegungstriggerung

Eine aussagekräftige Interpretation des EMG setzt ein klares Verständnis der Bewegung oder der EMG-auslösenden Aktivität voraus. Insbesondere ist es wichtig, die Kontraktionsposition (Gelenkwinkel oder Muskellänge) oder Kontraktionsphase (z.B. Extension/Flexion) zu bestimmen. Das Verhältnis zu den Bewegungsphasen und –positionen wird typischerweise mit „**Event**“-**Markern** festgelegt. Bewegungs-Events sind:

- Bewegungsanfang und -ende
- Umkehrpunkt innerhalb der wiederholten Bewegungszyklen
- Externe Stimulation innerhalb evozierter Potenzial-Tests
- Physische Provokation, um Muskelreflexe zu testen
- Fersenkontakt und Zehen-Abheben in Ganganalyse-Zyklen

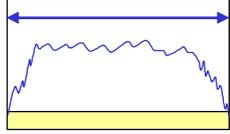
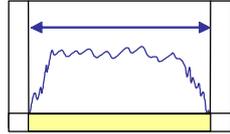
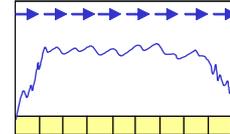
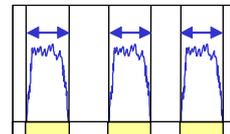
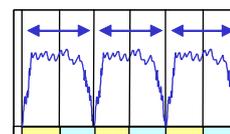
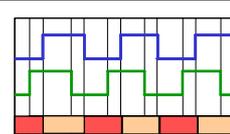
Folgende Strategien zur Bewegungstriggerung sind in kinesiologischen EMG-Setups etabliert:

| | | |
|--|--|---|
| <p>Test innerhalb einer reproduzierbaren statischen Gelenkposition</p> | <p>Die einfachste Art, eine Bewegungsposition zu bestimmen. Es werden keine speziellen Marker- oder Triggerrouninen benötigt.</p> |  |
| <p>Manuelle Marker-Linien in Echtzeit hinzufügen.</p> | <p>Während der Aufnahme können manuelle Marker in Ihre Aufzeichnung gesetzt werden, um Anfang und Ende einer Bewegungsphase anzuzeigen. Nur für langsame Bewegungen!</p> |  |
| <p>Nutzen von synchronisiertem Video, um Event-Marker zu setzen.</p> | <p>Reguläres oder High-Speed-Video kann mit EMG-Aufzeichnungen synchronisiert werden um so Event-Definition zu ermöglichen.</p> |  |
| <p>Nutzen von Goniometern, Inclinometern oder Accelerometern an Subjekten und/oder Maschinen</p> | <p>Mobile Sensoren können an das Subjekt angeschlossen werden und zusammen mit dem EMG aufgezeichnet werden. Alternativ werden z. B. Lastarmbewegungen von Maschinen erfasst</p> |  |
| <p>Anwendung von Fußschaltern</p> | <p>Fußschalter werden in der Ganganalyse unter den Fußsohlen angebracht. Oder es werden Kontaktplatten für Sprungtestungen benutzt.</p> |  |
| <p>Anwendung von Kraftmessplatten oder Kontaktplatten</p> | <p>Das Boden-Reaktions-Kraftsignal und Kontaktmatten sind ein sicherer Indikator für Bodenkontakt.</p> |  |

Definition von Analyseperioden

Das Konzept von Perioden und Sub-Phasen

Event- und Markerlinien definieren das Verhältnis von EMG zur Bewegung. Im nächsten Schritt werden sie benutzt, um Analyseperioden zu definieren. Dieser Schritt wird als **Periodendefinition** bezeichnet und hat mehrere Komplexitätsstufen und Stile. Der einfachste Fall ist, wenn die gesamte Messung als Analyseperiode genutzt wird. Der komplizierteste Fall nutzt diverse Sequenzen von Analyseperioden mit internen Sub-Phasen wie z.B. in der Ganganalyse. Zwischen diesen beiden Extremen können zahlreiche Varianten vorkommen. Folgende Hauptkategorien lassen sich darstellen:

| Periodendefinition | Bemerkungen | Illustration |
|--|--|---|
| Gesamtaufzeichnung | Der Start und das Ende der Aufzeichnung wurde so konzipiert, dass die gesamte Aufzeichnung als eine Analyseperiode fungiert |  |
| Eine ausgewählte Einzelperiode innerhalb einer Aufzeichnung | Eine Periode, ausgewählt mit zwei Markern oder einem mausmarkierten Bereich, soll als Analyseperiode genutzt werden. Erlaubt dem Anwender, einen bestimmten Teil innerhalb einer Aufzeichnung auszuwählen und zu analysieren. |  |
| Eine Periode mit festgelegter Sequenz von Subphasen (Steps) | Innerhalb eines gewählten Analyseintervalls wird eine Sequenz von fixen Sub-Phasen (Steps), die von Anfang bis zum Ende des Intervalls gehen, definiert. Typischerweise in Ermüdungstests mit zeitabhängige Änderungsgrößen genutzt. |  |
| Mehrere Perioden innerhalb einer Aufzeichnung | Innerhalb einer Sequenz von Markern, die den Anfang und das Ende einer Aktivität anzeigen, werden bestimmte Perioden für die Analyse ausgewählt. Dieser Modus erlaubt z.B. den Vergleich von Aktivitäten, die innerhalb einer Aufzeichnung gemacht wurden. |  |
| Mehrere Perioden mit Sub-Phasen | Innerhalb jeder Periode werden zwei Sub-Phasen wie die Stand-/Schwungphase (Ganganalyse) oder Extensions-Flexions-Phase (Knieübungen) in der freien Bewegung bestimmt. Klassische Analyseform von Trainingsübungen! |  |
| Mehrere Perioden mit mehreren Sub-Phasen | Basierend auf zwei Trigger-Signalen werden 2 Sequenzen von Sub-Perioden definiert. Typische Anwendung: beidseitige Ganganalyse mit linken und rechten Fußschaltern und nachgeschaltetem Seitenvergleich. |  |

In sich wiederholenden Bewegungssequenzen wie Ganganalyse oder Knie-Flexions-/Extensionsübungen können die Analyseperioden dazu genutzt werden, Wiederholungen zu mitteln und anschließend amplituden- und zeitbasierte Analyseparameter zu berechnen (vgl. „Gemittelte EMG-Kurven/Ensemble Average“)

Vergleichsanalysen

Vergleich als der entscheidende Schlüssel für alle Interpretationen

Aufgrund des relativen Amplitudencharakters von mikrovolt-basierten EMG-Daten und des Fehlens normativer Werte ist die Vergleichsanalyse von EMG-Daten die wichtigste Strategie zur sinnvollen Interpretation von EMG-Daten. Wenn Sie ein EMG-Experiment oder Test planen, planen Sie sinnvolle Vergleichskonditionen gleich von Anfang an mit. Es ist sehr hilfreich, EMGs derselben Muskeln in unterschiedlichen Bewegungsphasen, Aufzeichnungsphasen oder Aktivitäten zu vergleichen. Diese Vergleichsanalysen setzen keine Amplitudennormalisierung voraus und bilden das wichtigste Analyse-Design des KinEMGs.

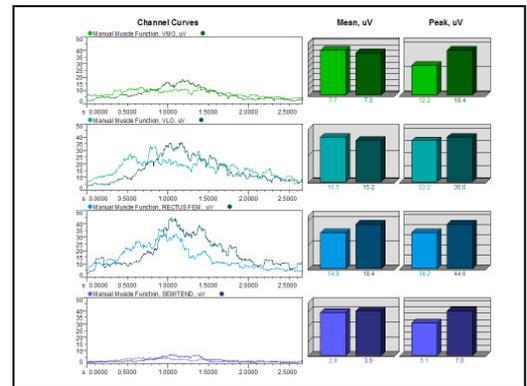


Abb 90: Einfache Vergleichsanalyse: Zwei Signalportionen (z.B. von verschiedenen Aufgaben) werden übereinander aufgetragen und die Unterschiede analysiert.

Vergleich-Designs

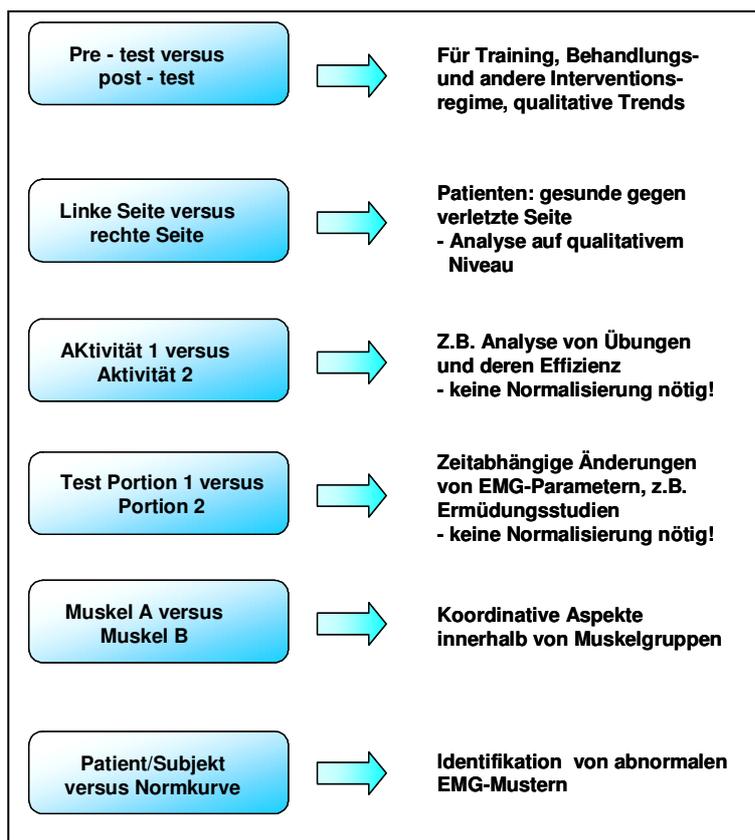


Abb. 93: Die wesentlichen Vergleichsdesigns zum Einsatz bei kinesiologischen EMG-Studien

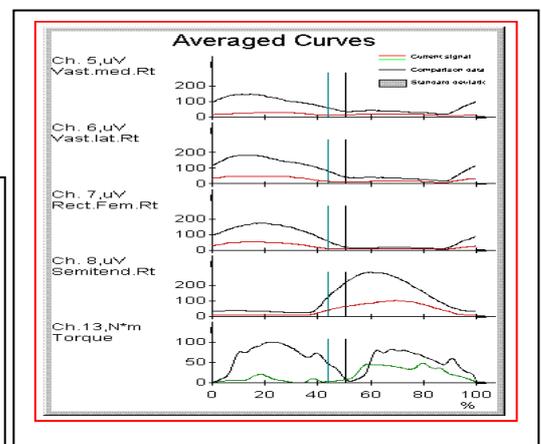


Abb. 91: Seitenvergleich während eines isokinetischen Tests auf der Grundlage von Mittelungskurven der gesunden und verletzten (rot) Körperhälfte.

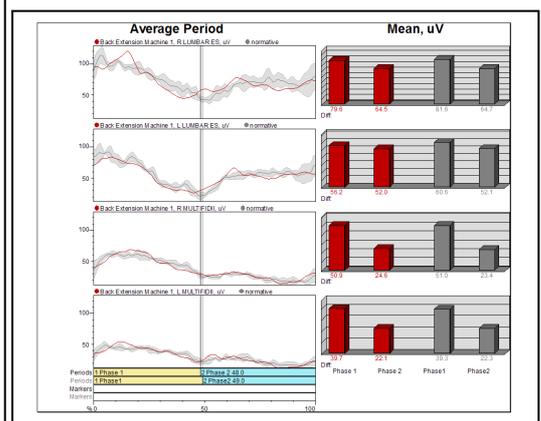


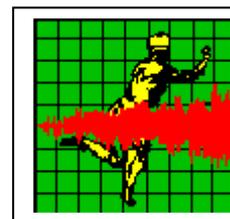
Abb. 92: Vergleich von Patientenkurve (rot) vs. Normkurve (grau) auf der Grundlage zeitnormalisierter Mittelungskurven.

The International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK)

Web Link: <http://isek.bu.edu/>

“The International Society of Electrophysiology and Kinesiology” (ISEK) ist eine multidisziplinäre Organisation, deren Mitglieder verschiedenen weltweiten gesundheitsbezogenen bzw. wissenschaftlichen Einrichtungen entstammen. Allen gemeinsam ist das Interesse, menschliche Bewegung und das neuromuskuläre System zu analysieren“ Die Web-Site enthält wichtige Links, Journals, Kongressdaten und Adressen für Anwender der Elektromyographie. Die sehr wichtigen “ISEK Standards of Reporting EMG Data” können Sie abrufen unter:

http://isek.bu.edu/publications/standards/emg_standards.html



The European Recommendations for Surface Electromyography (SENIAM)

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

Das SENIAM Projekt (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) ist eine konzertierte europäische Aktion des Biomedizinischen Gesundheits- und Forschungsprogramms (BIOMED II) der Europäischen Union. Im Rahmen des SENIAM Projektes wurden wichtige Richtlinien für EMG-Messungen entwickelt. Die Ergebnisse wurden wie folgt veröffentlicht:



Hermens H.J., Freriks B., Merletti R., Hägg G., Stegeman D.F., Blok J., Rau G., Disselhorst-Klug C. (1999) SENIAM 8: European Recommendations for Surface Electromyography, Roessingh Research and Development b.v., ISBN 90-75452-15-2.

Freriks B., Hermens H.J. (1999) SENIAM 9: European Recommendations for Surface Electromyography, results of the SENIAM project, Roessingh Research and Development b.v., 1999, ISBN 90-75452-14-4 (CD-rom).

PUBMED – freier Zugang zur Medline

Web Link: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi>

“PubMed, ein Service der amerikanischen National Library of Medicine. Er umfasst über 15 Millionen Zitationen für biomedizinische Artikel seit 1950. Sie stammen von MEDLINE und zusätzlichen Wissenschaftsjournals. PubMed stellt viele Links zu verwandten Seiten und Quellen her, die u.a. den vollständige Texte der Artikel enthalten.



Suchmaschine Scholar Google

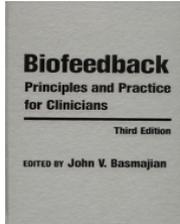
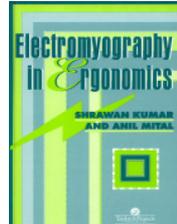
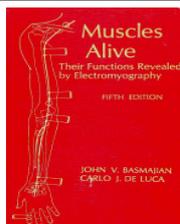
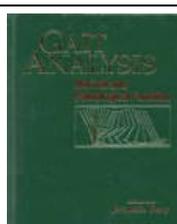
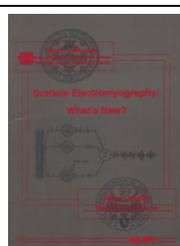
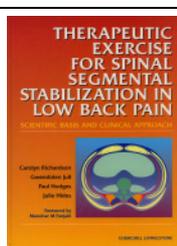
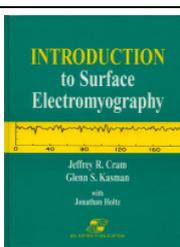
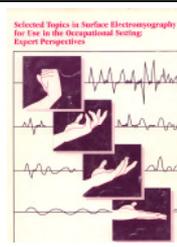
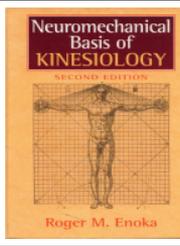
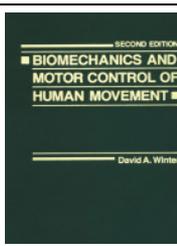
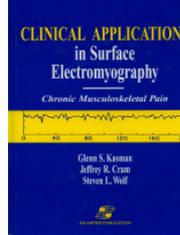
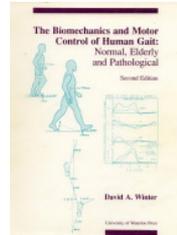
Web Link: <http://scholar.google.com/>

Sehr gute Suchmaschine für (EMG-) Artikel und -Publikationen



Empfohlene/ zitierte EMG-Literatur

Zitierte EMG-Bücher:

| | | | |
|---|--|--|--|
|  | <p>1) <u>J.V. Basmajian</u> Biofeedback <i>Principles and Practice for Clinicians.</i> Williams Wilkins, Baltimore 1989 ISBN 0-683-00357-7</p> |  | <p>7) <u>S. Kumar; A. Mital</u> Electromyography in Ergonomics Taylor&Francis, London 1996 ISBN 0-7484-0130-X</p> |
|  | <p>2) <u>J.V. Basmajian; C.J. De Luca</u> Muscles Alive <i>Their Function Revealed by Electromyography.</i> Williams Wilkins, Baltimore 1985 ISBN 0-683-00414-X</p> |  | <p>8) <u>J. Perry</u> Gait Analysis <i>Normal and Pathological Function.</i> Slack Thorofare 1992 ISBN 1-55642-192-3</p> |
|  | <p>3) <u>C.J. De Luca; M. Knaflitz</u> Surface Electromyography: What's New? C.L.U.T., Torino 1992 ISBN -</p> |  | <p>9) <u>C. Richardson et al.</u> Therapeutic Exercises for Spinal Segmental Stabilization in Low Back Pain Churchill Livingstone, Edinburg 1999 ISBN 0-443-058024</p> |
|  | <p>4) <u>J.R.Cram; G. Kasman</u> Introduction to Surface Electromyography Aspen 1998 ISBN 0-8342-0751-6</p> |  | <p>10) <u>US Department of Health and Human Services</u> Selected Topics in Surface Electromyography for Use in Occupational Settings: Expert Perspectives DHHS NIOSH Publications #91-100 1992</p> |
|  | <p>5) <u>R.M. Enoka</u> Neuromechanical Basis of Kinesiology Human Kinetics, Champaign 1994 ISBN 0-87322-655-8</p> |  | <p>11) <u>D.A. Winter</u> Biomechanics and Motor Control of Human Movement John Wiley & Sons New York 1990 ISBN 0-683-00357-7</p> |
|  | <p>6) <u>G.S. Kasman et al.</u> Clinical Applications in Surface Electromyography <i>Chronic Musculoskeletal Pain.</i> Aspen 1997 ISBN 0-8342-0752-4</p> |  | <p>12) <u>D.A. Winter</u> The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological Waterloo Biomechanics 1991 ISBN 0-88898-105-8</p> |

Anmerkung: einige Textzitate entstammen Fachartikeln. Alle nichtzitierten Abbildungen entstammen eigenen, z.T. nicht publizierten Studien. Bitte kontaktieren Sie den Author für weitere Informationen