

Oberflächen-elektromyographische Echtzeit-Analysen

- - -

technische Anforderungen und praktische Realisierung am Beispiel des Gerätes ‚PS11-EMG‘

Robert Seibt,
ErgoVita GmbH & Co. KG

Ingo Bradl
Berufsgenossenschaft
Nahrungsmittel und Gaststätten
Geschäftsbereich Prävention

1 Zusammenfassung

Oberflächen-elektromyographische Messungen (OEMG-Messungen) sind ein hervorragendes Diagnoseinstrument zur Analyse skelettmuskulärer Beanspruchung und Ermüdung. Durch den Einsatz kleiner mobiler OEMG-Messgeräte, die in der Lage sind, die gemessenen Daten in Echtzeit – also bereits während der Messung – weitgehend auszuwerten, steht das Oberflächen-Elektromyogramm einem breiten Anwenderkreis als Diagnoseinstrument zur Verfügung.

Der Einsatz empfiehlt sich vor allem:

- zur Beanspruchungsanalyse in realen Arbeitsumgebungen und im Labor,
- zur Analyse der Ergonomie von Produkt- und Arbeitsplatzgestaltungen,
- zur Steuerung und Erfolgskontrolle bei rehabilitativem und präventivem Muskeltraining und
- zur Evaluation der individuellen Leistungsfähigkeit und muskulärer Dysbalancen.

Für eine qualitativ hochwertige Beurteilung des Beanspruchungs- und Ermüdungsverlaufs müssen prinzipiell Frequenz- und Amplitudenspektren und bzw. daraus abgeleitete Kennwerte herangezogen werden. Bei der Auswahl und Anwendung geeigneter Messtechnik sollte der Übertragungsqualität und der Erkennung und Beseitigung von Störungen im Signal besondere Aufmerksamkeit geschenkt werden. In Abhängigkeit vom konkreten Anwendungsfall kann zur Beurteilung der physiologischen Gesamtsituation bzw. zur Beurteilung der Kausalität von Belastung und Beanspruchung die Ermittlung weiterer Kennwerte und der Einsatz ergänzender Technik erforderlich sein.

In der Wissenschaft haben OEMG-Messungen einen festen Platz als Diagnoseinstrument. Die Komplexität der erforderlichen Kennwertberechnungen, insbesondere der Frequenzanalyse, bedingte bisher im Nachgang der Messungen einen erheblichen zeitlichen Analyseaufwand und umfangreiche spezifische Kenntnisse und Erfahrungen. Deshalb konnte sich die OEMG in der medizinischen Praxis, speziell im präventiven und rehabilitativen Training und in der Arbeitsmedizin bisher nicht breitflächig durchsetzen.

Mit dem Gerät ‚PS11-EMG‘ ist es erstmals gelungen, in einem kleinen mobilen Messgerät PC-unabhängig alle erforderlichen Frequenz- und Amplitudenparameter in hoher Qualität bereits während der Messung zu bestimmen und zu visualisieren. Damit steht die skelettmuskuläre Ermüdung als Kennwert beispielsweise während eines rehabilitativen Muskeltrainings zur Verfügung und kann zur Steuerung der ‚Härte‘ und der Dauer des Trainings verwendet werden. Das Training wird effektiver und der Erfolg nachweisbar. Im arbeitsmedizinischen Einsatz ist die individuelle muskuläre Beanspruchung bei differenten Teiltätigkeiten vergleichbar. Die Wirkung von Arbeitsgestaltungsmaßnahmen oder verhaltenspräventiven Maßnahmen kann mittels Prä-Post-Vergleich objektiv belegt werden.

Die vorliegende Veröffentlichung richtet sich vor allem an Anwender von OEMG-Messtechnik. Grundkenntnisse in der Physiologie, speziell der Muskelphysiologie werden vorausgesetzt. Tiefgreifende technische Kenntnisse sind zum Verständnis nicht erforderlich.

Ziel ist, dem Anwender die Einsatzmöglichkeiten und die Grenzen der OEMG zu verdeutlichen und gleichzeitig das notwendige Wissen zu vermitteln, die für seinen Anwendungsfall geeignete OEMG-Messtechnik auszuwählen.

2 Einsatzgebiete und wichtige Kenngrößen elektromyographischer Echtzeit-Analysen

2.1 Einsatzgebiete

Die mobile Analyse elektromyographischer Daten eröffnet eine breite Palette an Einsatzmöglichkeiten im ambulanten oder stationären Einsatz und im Feld. Für einige der nachfolgend dargestellten Einsatzmöglichkeiten verringert die Echtzeitanalyse der OEMG-Daten den Arbeitsaufwand und verkürzt die Zeit zwischen der Messung und der Verfügbarkeit der Ergebnisse. Für andere der aufgeführten Einsatzmöglichkeiten ist die Berechnung der Analyseergebnisse bereits während der Messung notwendige Voraussetzung.

Beanspruchung und Ermüdung als diagnostische Größen:

- Leistungsfähigkeit und Ermüdungsresistenz der Muskulatur
- Ermittlung muskulärer Dysbalancen
- Produktanalysen (Handhabung)
- Demonstration von Beanspruchung-Ermüdung-Erholung in der Ausbildung
- Beanspruchungsanalysen im realen Arbeitsvollzug
- Ergonomische Gestaltung von Arbeitsplätzen und physiologische Strukturierung des Arbeitsablaufes
- Ermüdung als Regelgröße für das Muskelaufbautraining
- Belastung und Dauer des Trainings und intermuskuläre Substitution der Aktivierung

Erfolgskontrolle und –nachweis:

- Verbesserung der Ermüdungsresistenz durch Muskelaufbautraining
- Nachweis der Beanspruchungsoptimierung am Arbeitsplatz
- Prüfung und Optimierung ergonomischer Produkte

2.2 Kenngrößen

Für Beanspruchungs- und Ermüdungsanalysen müssen folgende Kennwerte ermittelt und berücksichtigt werden:

- Amplitude des OEMG bzw. davon abgeleitete Größen wie „Mittlere Amplitude“ („Average Rectified Value - ARV“) oder „Effektivwert“ („Root Mean Square - RMS“)
- Zeitliche relative Änderung der Amplitude bzw. Amplitude in Relation zu einem Maximalwert
- Frequenzspektrum bzw. die davon abgeleitete Medianfrequenz
- Zeitliche relative Änderung der Medianfrequenz
- muskuläre Ermüdung als relative Größe, die Amplituden- und Frequenzwerte als verknüpfte Größen beinhaltet (z.B. JASA-Schema, siehe folgende Abschnitte)

Für spezielle Fragestellungen werden in einigen Forschungsarbeiten zusätzlich noch Aktivierungsmuster und Detailveränderungen im Frequenzspektrum betrachtet. Dafür sind u.U. Rohdatenaufzeichnungen und umfangreiche Analysen im Nachgang an die Messungen unvermeidbar. Auch werden neben der bipolaren Ableitung vor allem für topografische OEMG-Aufnahmen (Mapping) unipolare Ableitungen verwendet. Ein anschauliches Beispiel dazu findet sich in [5].

3 Arbeitsschritte und Techniken zur Realisierung von EMG-Analysen

3.1 Übersicht

Die im Folgenden dargestellten Arbeitsschritte bzw. deren technische Realisierung sind grundsätzlich zur Analyse elektromyographischer Signale erforderlich – unabhängig davon, ob die Datenauswertung in Echtzeit oder nachträglich zur Messung erfolgt. Sie umfassen – stark vereinfacht – vier Stufen:

- EMG-Rohsignal erfassen, verstärken und digitalisieren
- Störungen erkennen und beseitigen
- Daten analysieren und Kennwerte berechnen
- Ergebnisse (und ggf. Rohwerte) darstellen und speichern

Das ‚Analysieren der Daten‘ und das ‚Erkennen und Beseitigen von Störungen‘ sind rekursive Arbeitsschritte, die hier zwecks besserer Übersichtlichkeit in Folge dargestellt sind.

3.2 Erfassung, Verstärkung und Digitalisierung des Rohsignals

3.2.1 OEMG-Rohsignal

Oberflächenelektromyographische Signale resultieren aus additiven Überlagerungen vieler einzelner Aktionspotentiale und verschiedener Störsignale. Ihre Amplituden betragen einige Mikrovolt bis etwa zehn Millivolt (Spitze-Spitze). Das OEMG-Frequenzspektrum reicht von ca. 5Hz bis 400Hz, bei ‚schnellen‘ Muskeln bzw. solchen mit hoher Feinkoordination bis etwa 700, maximal 800Hz. Abbildung 1 zeigt beispielhaft Frequenzspektren des M. biceps brachii und des M. masseter eines Probanden im Bereich von 0 bis 640Hz.

OEMGs werden heute meist mit Gelbefüllten Einmal-Klebeelektroden abgenommen. Diese Ag/AgCl-Elektroden werden auf die gut vorbereitete Haut über dem zu analysierenden Muskel geklebt. Die Neutralelektrode (Masseelektrode), die stets zuerst appliziert werden sollte (!), wird auf eine elektrisch nicht – bzw. wenig - aktive Körperpartie (z.B. auf die Haut über einem herzfernen Knochen) geklebt.

Üblicher Abstand der Messelektroden ist bei bipolarer Messung 25-30mm. Für spezielle Aufgabenstellungen kann jedoch auch ein geringerer oder größerer Abstand erforderlich sein. Sowohl die aktive Fläche der Elektroden (AgCl-Gel- oder AgCl-Pasten-Fläche) als auch der Elektrodenabstand beeinflussen das gemessene Signal, insbesondere das Frequenzspektrum. Bei vergleichenden Untersuchungen ist die Verwendung gleicher Elektroden und konstanter Elektrodenabstände dementsprechend Pflicht.

Großen Einfluss auf die Signalqualität und damit auf die ermittelten Kennwerte hat die Hautvorbereitung. Auf der Haut befindet sich eine Schicht aus abgestorbenen Hautzellen. Diese Schicht besitzt einen hohen elektrischen Widerstand, der die Messungen erheblich negativ beeinflussen kann und insbesondere zur verstärkten Einkopplung von Störungen beiträgt. Zusätzlich können Hautcremes (vor allem fetthaltige) zur weiteren Erhöhung des Übergangswiderstandes beitragen und verschlechtern außerdem die Haftung der selbstklebenden Elektroden auf der Haut. Der Hautvorbereitung ist bei elektromyographischen Messungen deshalb große Bedeutung beizumessen.

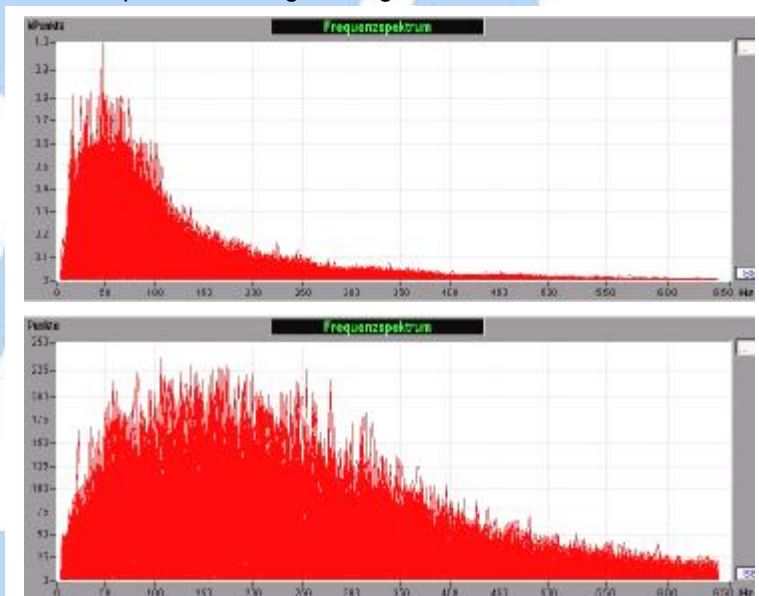


Abb. 1: Beispiele für muskuläre OEMG-Frequenzspektren: M. biceps brachii (oben) und M. masseter (unten).

Folgende Schritte sind erforderlich:

- Genaues Ausmessen und Markieren der Klebestellen für die Elektroden
- Entfetten der Haut mit Alkohol
- Entfernen der abgestorbenen Zellen von der Oberhaut und gleichzeitige Verbesserung der elektrischen Leitfähigkeit durch abrasive Hautvorbereitungscreme
- Trockenreiben der Haut (verbessert Haftung der Elektroden)
- Applizieren der Elektroden
- ggf. Kontrolle der Impedanz (des elektrischen Widerstandes) durch Messung

Der für alle EMG-Kanäle gemeinsame Neutralelektrode ist besondere Aufmerksamkeit zu schenken, da sie den wesentlichsten Beitrag zur Verminderung von Störungen liefert und ein versehentliches Ablösen dieser Elektrode während der Messungen vom Messgerät nicht oder nur schwer erkannt werden kann.

Die zu erwartenden Impedanzen liegen im Bereich von einigen hundert Ohm bis zu etwa zehn Kilo-Ohm, wobei letztgenannte Werte i.d.R. ein Indiz für schlechte Hautvorbereitung sind.

3.2.2 Verstärkung des Rohsignals

Das von den Elektroden erfasste EMG-Signal wird in einer oder mehreren Verstärkerstufen (Differenzverstärker bzw. Instrumentationsverstärker) um den Faktor 200..5000 verstärkt. Die Höhe der Verstärkung selbst ist kein Gütekriterium für ein Messgerät. Bei regelbaren oder schaltbaren Verstärkern muss jedoch darauf geachtet werden, dass veränderbare Verstärkungsfaktoren Einfluss auf den Frequenzgang des Signals haben können (siehe folgende Abschnitte). Außerdem sind Fehler in der Messung der Signalamplitude möglich, wenn die Verstärkungsfaktoren in den verschiedenen Stufen und Kanälen nicht konstant und gleich groß sind. Die Beherrschung dieser Fehlerquellen sind ein Gütekriterium für Messgeräte.

Bei hochwertigen Messgeräten wird häufig eine erste Verstärkerstufe dicht an den Oberflächenelektroden angeordnet. Sie kann in das Elektrodenkabel integriert sein und vermindert die Wirkung von Störeinstrahlungen in die als Antennen wirkenden Leitungen. Bei guter Hautvorbereitung, relativ kurzen und gut geschirmten Kabeln sind jedoch auch hochwertige Messungen möglich, wenn die erste Verstärkerstufe im Messgerät selbst untergebracht ist.

Gelegentlich werden extrem hohe Eingangsimpedanzen (oder Eingangswiderstände) der ersten Verstärkerstufe als Qualitätsmerkmal genannt. Dieser „Brauch“ stammt noch aus den Zeiten analoger bipolar-Technik, als Eingangswiderstände von einigen hundert Kilo-Ohm in der OEMG-Messtechnik einigen Aufwand erforderten. Die heute allgemein verwendeten Differenzverstärker (bzw. Instrumentationsverstärker) haben i.d.R. Eingangswiderstände im Giga-Ohm-Bereich, die durch äußere Beschaltung gezielt verringert werden. Eingangsimpedanzen sollten in einem Bereich zwischen einem Mega-Ohm und etwa zehn Mega-Ohm bis maximal einhundert Mega-Ohm liegen. Für den Anwender ist nur wichtig, dass die Eingangsimpedanz im OEMG-Frequenzbereich (10..500/800Hz) möglichst konstant ist, zumindest aber eine untere Grenze (z.B. ein Mega-Ohm) nicht unterschreitet, da anderenfalls Fehler im Frequenzspektrum auftreten. Konstante, insgesamt aber *sehr niedrige Eingangsimpedanzen* verringern dagegen lediglich die Amplitude des Messsignals bei hohem Hautübergangswiderstand. Diese Messfehler liegen i.d.R. jedoch unterhalb der Gesamtübertragungsfehler von hochwertigen Messgeräten (siehe folgende Abschnitte).

Werden bei unbenutzten OEMG-Kanälen die Kabel nicht entfernt, die Eingänge nicht kurzgeschlossen oder spezielle Schutzmaßnahmen ergriffen, führen *sehr hohe Eingangsimpedanzen* häufig zur Einkopplung starker Störungen in das Geräteinnere. Die „offenen“ Kabel wirken als Antennen für elektromagnetische Felder. In Abhängigkeit von der Stärke und dem Frequenzspektrum der Störungen können Messergebnisse verfälscht werden. Außerdem können sehr hohe Eingangsimpedanzen (wenn sie wirklich den gesamten OEMG-Frequenzbereich umfassen) ein Hinweis auf ungenügenden ESD¹-Schutz der Elektrodenanschlüsse sein.

Insgesamt gilt auch hier, dass Ausnahmen die Regel bestätigen und für bestimmte Anwendungsfälle Messgeräte mit Eingangsimpedanzen, die stark von den oben angegebenen Werte abweichen, erforderlich sind. Beispielsweise können bei OEMG-Messgeräten, die ohne Neutralelektrode („Masse-Elektrode“) arbeiten, sehr niedrige Eingangswiderstände (<< 500 kOhm) mit entsprechend angepassten Verstärkern zu respektablen Ergebnissen führen.

¹ ESD: Electrostatic Discharge: Elektrostatische Entladung, z.B. Berührung der Messelektroden durch einen elektrostatisch aufgeladenen Untersucher (Spannungen bis ca. 8.000Volt, selten bis 30.000Volt; Energien bis ca. 1,5mJ, in wenigen Fällen jedoch auch deutlich darüber)

3.2.3 Digitalisierung und Anti-Aliasing-Filterung

Moderne OEMG-Messgeräte verarbeiten und Speichern die Messdaten digital. Obwohl digitale Schaltkreise innerhalb eines EMG-Gerätes aufgrund ihrer hohen Störpegel das analoge EMG-Signal durchaus negativ beeinflussen können, kann davon ausgegangen werden, dass bei einem geeigneten Geräte-layout mit wirksamen EMV²-Maßnahmen im Geräteinneren digitale Messgeräte eine höhere Messqualität als analoge Messgeräte erreichen.

Der entscheidende Grund für den Einsatz digitaler EMG-Messtechnik ist jedoch die Möglichkeit der Verarbeitung der gewonnenen Daten mit digitaler Rechentechnik. Die Digitalisierung der analogen Messsignale ist bereits für eine nachträgliche Analyse der Daten am PC unumgänglich. Echtzeit-Datenauswertungen, die hochauflösende Frequenzanalysen beinhalten, sind mit analogen Verfahren praktisch unmöglich.

Mit der Digitaltechnik hat ein besonderes Tiefpass-Filter³ Einzug in alle Messgeräte gehalten: das „Anti-Aliasing-Filter“. Es ist dem A/D-Wandler⁴ im Signalweg vorgelagert und verhindert, dass das Frequenzgemisch des analogen Rohsignals Frequenzen enthält, die oberhalb der *Hälfte der Abtastfrequenz* liegen. Eine detaillierte Erläuterung der Zusammenhänge ist hier nicht möglich und sicher auch nicht erforderlich. Der Anwender elektromyographischer Messtechnik sollte jedoch wissen, dass ein digitales Messgerät ein auf die Abtastfrequenz abgestimmtes Tiefpass-Filter beinhalten muss, das alle Signalfrequenzen oberhalb der halben Abtastfrequenz in ausreichendem Maße unterdrückt. Anderenfalls werden diese Signalfrequenzen - sofern vorhanden - an der halben Abtastfrequenz in tiefere Frequenzbereiche „gespiegelt“. Letztlich entstehen dadurch im OEMG Signalanteile, die künstlich erzeugt werden (!) und die Messergebnisse sehr stark verfälschen können.

Inhaltlich gehört der Anti-Aliasing-Filter nicht zu den in Abschnitt 3.4 beschriebenen Filtern zur Beseitigung von Störungen aus dem Messsignal. Ist er jedoch von geringer Qualität oder nicht korrekt auf die Abtastfrequenz abgestimmt, beeinflusst er das zu messende Signal erheblich. Schlecht dimensionierte Anti-Aliasing-Filter oder solche mit geringer Flankensteilheit und/oder nicht konstantem Amplituden- und linearem Phasengang führen zu qualitativ geringwertigen Messungen. Da die Anwender i.d.R. nicht die Möglichkeit haben, die gewonnenen Messergebnisse mit anderen (hochwertigen) Geräten zu vergleichen, bleiben selbst große Messfehler häufig lange Zeit unerkannt und führen zu Fehlinterpretationen.

Die Umwandlung des analogen OEMGs in digitale Werte erfolgt im Analog-Digital-Wandler. Die wichtigsten Kennwerte dieser A/D-Wandler sind:

Die Abtastfrequenz:

- einfache Geräte 700..4000Hz⁵
- hochwertige Geräte 1000...4000Hz
- Beispiel PS11: 2048Hz

Die digitale Auflösung und der Digitalisierungsfehler:

- einfache Geräte: Auflösung: 8..10 Bit (entspricht 256 bis 1024 darstellbaren Werten)
Digitalisierungsfehler: +-1..4 LSB⁶
Beachte: Bei Auflösungen <10 Bit schaltbare Verstärkung erforderlich
- hochwertige Geräte: Auflösung: 10..20 Bit (entspricht 1024 bis 1 Mio. darstellbaren Werten)
Digitalisierungsfehler: +-1..6 LSB
Beachte: Bei Auflösungen >14 Bit schaltbare Verstärkung nicht erforderlich, ggf. störend
- Beispiel PS11: Auflösung: 12 Bit
Digitalisierungsfehler: +-1 LSB
schaltbare Verstärkung

3.2.4 Qualitätsmerkmale (1)

Obwohl von Geräteherstellern häufig mit hohen Abtastfrequenzen geworben wird, sind sie für den Anwender elektromyographischer Messtechnik kein geeignetes Kriterium zur Beurteilung der Güte eines Messgerätes. So können beispielsweise Messgeräte mit einer Abtastfrequenz von „nur“ 1000Hz und hochwertigen Anti-

² EMV: Elektromagnetische Verträglichkeit: Verminderung der Beeinflussung elektrischer bzw. elektronische Baugruppen untereinander und durch äußere elektromagnetische Störsignale.

³ Ein Tiefpassfilter lässt Signale mit niedriger Frequenz passieren und blockiert Signale oberhalb seiner Sperrfrequenz. Die Steilheit des Übergangs vom Durchlass- in den Sperrbereich wird Flankensteilheit genannt.

⁴ Analog-Digital-Wandler: Misst das analoge Signal in periodischen Abständen und reicht die gewonnen Messwerte als Zahlenwerte (digital) an einen Mikrocomputer weiter.

⁵ Hertz: SI-Einheit, hier Anzahl der Abtastungen in einer Sekunde

⁶ LSB: Least Signifikant Bit = Niederwertigstes Bit = $2^0 = 1$

Aliasing-Filtern qualitativ sehr viel bessere OEMG-Messungen liefern als vermeintlich hochwertige Messgeräte mit einer Abtastfrequenz von 4000Hz und sehr einfachen Anti-Aliasing-Filtern. Hohe Abtastfrequenzen (>3000Hz) werden von Messgeräteherstellern häufig verwendet, um „billige“ Anti-Aliasing-Filter einsetzen zu können. Für den Anwender haben hohe Abtastfrequenzen den Nachteil, dass größere Datenmengen anfallen und damit der zeitliche Aufwand zur Verarbeitung bzw. Auswertung dieser Daten sehr stark ansteigt. In besonderen Fällen können für eine hohe zeitliche Auflösung von Aktivierungsmustern jedoch Abtastraten bis zu 4000 Hz erforderlich sein. Betont sei an dieser Stelle noch einmal, dass Abtastfrequenz und Anti-Aliasing-Filter genau aufeinander abgestimmt sein müssen und gemeinsam die Qualität der Messdaten - vor allem im oberen Frequenzbereich - bestimmen.

Die nachfolgend dargestellten Parameter eignen sich zur Beurteilung der Qualität von OEMG-Messgeräten. Die angegebenen Wertebereiche sollen der Orientierung dienen. Kenndaten von Geräten können im Einzelfall (z.B. Messgeräte für spezielle Fragestellungen) auch erheblich von diesen Daten abweichen. Weitere qualitätsbestimmende Parameter werden im Abschnitt 3.4.3 beschrieben.

Achtung: Die beschriebenen Parameter beziehen sich auf die gesamte Signalübertragungsstrecke inklusive Analog-Digitalwandlung! Diese beginnt bei der Signalerfassung durch die Messelektroden und endet beim digitalen Roh-EMG-Signal! Sind nur Teilstrecken der Signalübertragung bekannt (z.B. Angaben wie „Linearität der Signalübertragung der EMG-Verstärker“), eignen sich diese Werte nicht zur Beurteilung der Qualität eines Messgerätes!

Die wichtigsten Kennwerte zur Rohsignal-Erfassung sind neben den bereits oben beschriebenen Kennwerten der A/D-Wandler:

- Der vom Messgerät erfasste Frequenzbereich (-3dB-Grenze⁷)
 - einfache Geräte 20Hz bis 400Hz
 - hochwertige Geräte <=10Hz bis 1000Hz
 - Beispiel PS11: 8Hz bis 650Hz (beide Grenzen einstellbar)
- Konstanz bzw. Linearität der Signalamplitude über den „Frequenz-Kernbereich“ des OEMGs (ca. 20..250/500Hz) bei definierter Quellimpedanz
 - einfache Geräte: <= +2dB // 25..250Hz
 - hochwertige Geräte: <= +0,7dB // 20..500Hz
 - Beispiel PS11: typisch +0,15dB // 10..500Hz

Die Quellimpedanz (Impedanz der Signalquelle) wird im Falle des OEMG im wesentlichen von der Leitfähigkeit der Haut bestimmt und liegt im Bereich von einigen hundert Ohm bis 10kOhm. Die oben angegebenen Werte gelten für eine Quellimpedanz von 2kOhm. Da die Linearitäts- bzw. Konstanzwerte häufig mit variierender Quellimpedanz schwanken, muss die Quellimpedanz angegeben sein. Anderenfalls sind die Werte zwischen verschiedenen Geräten nur bedingt vergleichbar. Im Idealfall sind die Kennwerte für verschiedene Quellimpedanzen angegeben.

- Dämpfung des Anti-Aliasing-Filters bei halber Abtastfrequenz und die Steilheit des Filters
 - einfache Geräte: >=30dB // >=3.Ordnung (18dB/Oktave)
 - hochwertige Geräte: >=40dB // >=8.Ordnung (48dB/Oktave)
 - Beispiel PS11: >52dB, typ. 58dB // 11.Ordnung (ca. 66dB/Oktave)
- Höchste Auflösung und maximaler Eingangsspegel

Je nach Anwendungsfall können die Werte stark variieren. Sinnvolle Grenzen stellen i.d.R. die minimalen und maximalen Amplituden der zu messenden OEMG-Signale (einige Mikrovolt bis etwa 10 Millivolt, max. etwa 15 Millivolt) dar. Die höchste Auflösung ist die kleinste noch zu erfassende Differenz zwischen zwei Werten und wird vorrangig von der gewählten Verstärkung und der Auflösung des A/D-Wandlers bestimmt.
- Systemrauschen

Da Rauschwerte frequenzabhängig sind, werden sie in der Technik üblicher Weise in $\frac{nV}{\sqrt{Hz}}$ (Nanovolt pro Wurzel Hertz) angegeben. Anwenderfreundlicher – zumindest für Nicht-Techniker - ist dagegen die Angabe des *mittleren und maximalen Rauschpegels* über den gesamten OEMG-Frequenzbereich bzw. über den vom Messgerät erfassten Frequenzbereich. Sollen mit einem Messgerät beispielsweise ausschließlich recht hohe OEMG-Signalamplituden gemessen werden (z.B. für bestimmte Anwendungsfälle im Sport-Bereich), ist ein mittlerer Rauschpegel < 10..20 Mikrovolt ausreichend. Bei sehr niedrigen zu erfassenden Signalamplituden (z.B. Entspannungstraining) sind die Anforderungen an einen niedrigen Rauschpegel dagegen sehr viel höher.

⁷ -3dB-Grenze: Kennwert zur Darstellung der Grenzfrequenz eines Filters. Die Frequenz eines amplitudenkonstanten frequenzvariieren Signals, dessen Amplitude nach dem Filter auf das 0,7-fache (-3dB) abgesunken ist.

Nach der Digitalisierung steht das erfasste OEMG-Roh-Signal schließlich als Folge von Zahlenwerten zur Verfügung. Im Signal sind zu diesem Zeitpunkt i.d.R. noch eine Vielzahl von Störungen enthalten, deren Erkennung und Beseitigung im Abschnitt 3.4 erläutert wird.

3.3 Signalanalyse

Der Abschnitt erläutert die Verarbeitung der Rohdaten zu Kennwerten von OEMGs und die Bedeutung der wichtigsten Kennwerte.

3.3.1 Amplitudenkennwerte

Die zeitliche Dichte von Aktionspotentialen manifestiert sich in der gemessenen Amplitude des Oberflächen-EMG-Signals und wird auch als „Elektrische Aktivität – EA“ bezeichnet. Im Laufe der Zeit wurden verschiedene Kennwerte entwickelt, die heute nebeneinander verwendet werden, wobei der Effektivwert (RMS) bzw. der spektrale Effektivwert (RMS_{spectr}) und die Bandleistung (BP_{spectr}) zumindest in wissenschaftlichen Studien in den letzten Jahren eine Vorreiterrolle einnehmen. Obwohl die Kennwerte untereinander nicht direkt verglichen werden können, repräsentieren sie letztlich alle die Amplitude des OEMG und liefern dementsprechend qualitativ identische Ergebnisse. Folgende fünf Kennwerte sind gebräuchlich:

Mittlere Amplitude (Average Rectified Value - ARV)

(auch: Mean Absolute Value – MAV)

à Gleichrichtung und Integration des Roh-Signals über ein definiertes Zeitfenster und Division durch die Fensterlänge.

$$ARV := \frac{1}{T} \int_0^T |x(t)| dt$$

Effektivwert (Root Mean Square - RMS)

à Quadrierung und Integration des Roh-Signals über ein definiertes Zeitfenster, Division durch die Fensterlänge, Radizierung.

$$RMS := \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T x(t)^2 dt}$$

Mittlere spektrale Amplitude

(Average Rectified spectral Value – ARV_{spectr})

à Transformation des Roh-Signals in den Frequenzbereich in einem definierten Zeitfenster, Integration über das gewünschte Frequenzfenster ($f_u..f_o$). (selten verwendet)

$$ARV_{\text{spectr}} := \int_{f_u}^{f_o} |x(f, t)| df$$

Spektrale Bandleistung (spectral Bandpower – BP_{spectr})

à Transformation des Roh-Signals in den Frequenzbereich in einem definierten Zeitfenster, Quadrierung und Integration über das gewünschte Frequenzfenster ($f_u..f_o$).

Werden f_o und f_u so gewählt, dass sie das gesamte OEMG-Frequenzspektrum umfassen, spricht man von der „spektralen Gesamtleistung“.

$$BP_{\text{spectr}} := \int_{f_u}^{f_o} x(f, t)^2 df$$

Spektraler Effektivwert (spectral Root Mean Square – RMS_{spectr})

à Transformation des Roh-Signals in den Frequenzbereich in einem definierten Zeitfenster, Quadrierung und Integration über das gewünschte Frequenzfenster ($f_u..f_o$), Radizierung.

$$RMS_{\text{spectr}} := \sqrt{\int_{f_u}^{f_o} x(f, t)^2 df}$$

Zum Betrachtung einzelner - zeitlich begrenzter - Aktivitäten wird gelegentlich auch das „integrierte EMG“ (integrated EMG – IEMG) verwendet (à Gleichrichtung und Integration des Roh-Signal in einem definierten Zeitfenster). Zur Analyse eines kontinuierlichen Datenstromes ist es weniger gut geeignet.

Im PS11 sind z.Zt. die Verfahren „Mittlere Amplitude - ARV“ und „Spektraler Effektivwert - RMS_{spectr} “ integriert, wobei letzteres vorrangig verwendet wird.

3.3.2 Frequenzspektrum, Medianfrequenz

Zwischen Veränderungen der von einem Muskel aufzubringenden Kraft und seines Ermüdungszustandes kann durch die gemeinsame Analyse der Parameter Bandleistung (Amplitude) und Medianfrequenz unterschieden werden. Die Medianfrequenz wird aus dem Frequenzspektrum des Signals berechnet. Sie ist die Frequenz, bei der die Fläche unter der Hüllkurve des Frequenzspektrums in zwei Hälften geteilt wird. Die grundsätzlich ebenfalls als Kennwert verwendbare Mittenfrequenz (mittlere Frequenz) konnte sich wegen ihrer Empfindlichkeit gegenüber höherfrequenten Störungen nicht durchsetzen.

Zur Transformation des EMG-Signals vom Zeit- in den Frequenzbereich wurden bis vor einigen Jahren elektrische Bandfilter benutzt. Mit der rasanten Entwicklung der digitalen Datenerarbeitung wurden sie wegen der besseren Auflösung, Trennschärfe und Genauigkeit durch mathematische Verfahren ersetzt. Hier kann nicht auf die verschiedenen mathematischen Verfahren, ihre Vor- und Nachteile eingegangen werden. Am Beispiel der Frequenzanalyse-Eckdaten des PS11 sollen jedoch einige wichtige Parameter erläutert werden:

- Abtastfrequenz: 2048 Hz für jeden der maximal 8 EMG-Kanäle
- Grenzfrequenzen: Untergrenze min. 2Hz // Obergrenze max. 500/750Hz (einstellbar)
- stromspar-optimierter Algorithmus zur schnellen Fourier-Transformation (FFT)
- FFT-Fenster:
 - Fensterbreite: 500ms oder 125ms (einstellbar)
 - Fensterfunktionen: Bartlett oder Rechteck (einstellbar, Bartlett empfohlen)
 - Überlappung der Zeitfenster: 50%
- Frequenzauflösung: 2Hz bzw. 8Hz
- Analysehäufigkeit: 4/Sekunde (250ms) bzw. 16/Sekunde (62,5ms)

Für den praktischen Einsatz der FFT-Frequenzanalyse ist wichtig zu wissen, dass Abtastfrequenz, Frequenzauflösung und Fensterbreite untrennbar miteinander verbunden sind. Bei gegebener Abtastfrequenz (die i.d.R. durch das zu erfassende Frequenzspektrum bestimmt ist) erfordert eine Erhöhung der Frequenzauflösung eine Vergrößerung des FFT-Fensters. Mit „großen“ (zeitlich langen) FFT-Fenstern lassen sich also auch bei hohen Abtastfrequenzen hohe Frequenzauflösungen erreichen. Der FFT-Algorithmus „betrachtet“ das sich zeitlich ändernde Signal innerhalb eines FFT-Fensters jedoch als quasi-stationär. Letztlich bedeutet dies für den Anwender, dass mehrere muskuläre Aktionen innerhalb eines Fensters nicht mehr aufgelöst werden können. Bei zu großer Fensterbreite werden schnelle Bewegungen dementsprechend nicht detailliert und einzeln erfasst, sondern „verwaschen“ bzw. gedämpft dargestellt. Außerdem verfälschen die bewegungsbedingten Frequenzanteile im OEMG-Rohsignal das Frequenzspektrum und damit dessen Kennwerte erheblich. Für sehr schnelle Bewegungen sind kleine FFT-Fenster mit entsprechend größerer Frequenzauflösung erforderlich. Allerdings sollte die Auflösung nicht schlechter als etwa 15Hz sein um Änderungen im Frequenzspektrum noch mit der gewünschten Genauigkeit nachweisen zu können. Das PS11 arbeitet aus diesen Gründen mit zwei (wählbaren) Fensterbreiten von 500ms und 125ms, die praktisch alle Anforderungen abdecken. Geeignete Fenstergrößen für die OEMG-Frequenzanalyse reichen von maximal 2000ms für statische Beanspruchungen bis hin zu minimal 100ms für sehr schnelle Bewegungen.

Steht genügend Speicherplatz und Rechenleistung zur Verfügung, kann mit FFT-Fenstern gearbeitet werden, die sich zeitlich überlappen: Beispielsweise sei bei einer Messung mit dem PS11 ein FFT-Fenster mit einer Breite von 500ms gewählt, um eine hohe Auflösung des Frequenzspektrums (hier 2Hz) zu erreichen. Damit schnelle Lastwechsel der Muskulatur in den Daten besser dargestellt werden, wird das FFT-Zeitfenster mit jedem zu analysierenden Datenpaket nicht um die Breite des Fensters (500ms), sondern nur um seine halbe Breite (250ms) versetzt. Damit werden alle eingehenden OEMG-Rohdaten zweifach analysiert und die zeitliche Auflösung der Signaländerungen wird deutlich verbessert.

Das „Zerlegen“ des kontinuierlichen OEMG-Rohdatenstromes in einzelne Zeitfenster kann an den Fenstergrößen zu Signalsprüngen führen, die sich als Störsignale im Frequenzspektrum manifestieren. Um diese Störungen zu mindern, werden „maskierende“ bzw. „wichtende“ Fenster eingesetzt, die letztlich den Strom der Rohdaten vom Rand eines jeden Fensters bis zur Fenstermitte von null bis zum Maximum ansteigen lassen. Der Einfluss der wichtenden Fenster auf die Medianfrequenz ist im Vergleich zu einem nicht wichtenden Fenster (Rechteck-Fenster) im speziellen Falle des OEMG-Frequenzspektrums jedoch gering. Wichtigere FFT-Fensterfunktionen sind deshalb nur bei sehr hohen Anforderungen an die Messqualität zwingend erforderlich.

Ist das Analyseverfahren bzw. Messgerät in der Lage, Frequenzspektren mit sich zeitlich überlappenden Fenstern zu berechnen, sollte darauf geachtet werden, dass die „Bartlett-Fensterfunktion“ (Dreieck) und eine Überlappung der Fenster mit 50% der Fensterbreite verwendet wird. Diese Parameterkombination bewirkt eine hervorragende Messqualität unter Berücksichtigung einer optimalen Balance folgender Parameter:

- gleiches Gewicht für alle eingehenden OEMG-Daten (!)
- hohe zeitliche Auflösung
- vermeiden von „Fenster-Randstörungen“
- bester Kompromiss zwischen Verbearbeitung der Hauptzipfel und Dämpfung der Nebenzipfel im Frequenzspektrum der OEMG-Daten

Der letztgenannte Punkt ist nur für relativ „kontinuierliche“ Frequenzspektren (ohne einzelne stark herausragende Spitzen) gültig. Bei nicht-pathologischer Ansteuerung der untersuchten Muskulatur weisen OEMG-Daten diese Kontinuität auf.

3.3.3 Relative Änderungen

Die absoluten Werte der Medianfrequenz und Bandleistung sind nach dem heutigen Stand der Wissenschaft und der Messtechnik nur bedingt nutzbar und werden i.d.R. vor allem hinsichtlich der Lage innerhalb von Grenzwerten überprüft. Hohe Aussagekraft haben dagegen Veränderungen dieser Werte. In Abhängigkeit von der jeweiligen Fragestellung werden Bandleistung und Medianfrequenz in Relation zu Maximalwerten oder definierten Beanspruchungswerten (z.B. maximale willkürliche Muskelkontraktion) oder zu zeitlichen Ausgangswerten (z.B. Trainingsbeginn) betrachtet und damit individuell normiert.

Bei einigen Untersuchungen ist es möglich, die Daten erst nach der Messung zu normieren. So kann beispielsweise am Beginn und am Ende der Messung der Proband angewiesen werden, die analysierten Muskelpartien für kurze Zeit mit maximaler willkürlicher Kraft zu beanspruchen. Alle anderen gemessenen Amplitudenwerte können auf die dabei ermittelten Maximalwerte bezogen werden. Auch möglich – und oftmals besser – ist ein Bezug auf eine definierte Kraft, die kleiner als die Maximalkraft des untersuchten Muskels ist. Beschränkt sich eine Analyse zur Detektion von Ermüdung allerdings auf die OEMG-Amplituden, sind diese Arten der Normierung nur dann sinnvoll, wenn die von den untersuchten Muskeln aufzubringende Kraft konstant ist. In allen anderen Fällen wird eine Überlagerung von ermüdungsbedingtem Amplitudenanstieg und kraftinduzierten Amplitudenvariationen gemessen, weshalb die Untersuchung um eine Frequenzanalyse erweitert werden muss.

Durch die gemeinsame Analyse von Amplituden- und Frequenzgrößen, i.d.R. Bandleistung und Medianfrequenz, wird eine Unterscheidung der vier Phänomene „Kraftzunahme“, „Ermüdung“, „Kraftabnahme“ und „Erholung“ möglich. Eine besonders anschauliche Visualisierung dieser muskulären Prozesse ermöglicht das JASA-Schema⁸. Beginnend im Ursprung des zweidimensionalen Koordinatensystems („Startzeit“) werden die „JASA-Punkte“ in äquidistanten Zeitintervallen in das Schema eingetragen. Die Koordinaten eines jeden Punktes repräsentieren die relative Änderung der Amplitude/Bandleistung (X-Achse) und die relative Änderung der Medianfrequenz (Y-Achse) gegenüber den entsprechenden Werten zur „Startzeit“. Noch können im JASA-Schema Überlagerungen von Ermüdungserscheinungen und Kraftvariationen nicht in allen Fällen sicher getrennt werden, weshalb an einer Weiterentwicklung gearbeitet wird. Dennoch ist es nach dem heutigen Stand der Wissenschaft für eine Vielzahl von Untersuchungsdesigns, ganz besonders aber für die Visualisierung muskulären Trainings und für Demonstrationen das Mittel der Wahl, muskuläre Beanspruchung und Ermüdung anschaulich darzustellen. Detaillierte Erörterungen zu Theorie und praktischer Anwendung kombinierter Amplituden-Frequenz-Analysen und zum JASA-Schema finden sich in [2], [3] und [4].

Eine Echtzeitdarstellung des JASA-Schemas (speziell des „Ermüdungs-Quadranten“) ist im PS11 integriert. Dadurch ist es möglich, die Muskelermüdung direkt während Test- oder Trainingssequenzen zu verfolgen und das Training zum Muskelaufbau optimal, anhand der Ermüdung, zu steuern.

3.4 Erkennen und Filtern von Störungen

„Wer misst, misst Mist“ – dieses betagte und dennoch stets aktuelle und in allen Bereichen der Messtechnik gültige Sprichwort trifft auch auf OEMG-Messungen zu. Die großen Potentiale, die die Elektromyographie zur differenzierten Beurteilung von physischen Beanspruchungssituationen mit sich bringt und die positiven Erfahrungen in der Messung der Herzschlagfrequenz zur Beurteilung der Gesamtbeanspruchung haben Hersteller und Nutzer von OEMG-Messgeräten in der Vergangenheit häufig dazu verleitet, latente Fehlerquellen zu übersehen oder zumindest in ihrer Wirkung zu unterschätzen. Auch heute noch – nachdem die wesentlichen Ursachen für Fehlmessungen und Fehlinterpretationen bekannt sind – verletzen einige am Markt ver-

⁸ JASA: Joint Analysis of Spectrum and Amplitude (Luttmann, A., Jäger, M., Sökeland, J. & Laurig, W.): Verfahren zur Ermittlung und Visualisierung von muskulären physiologischen Größen (Ermüdung, Kraftänderung etc.) durch *gemeinsame* Analyse und Darstellung der *relativen Änderungen* von OEMG-Amplitude und Medianfrequenz ([2], [3], [4]).

fügbare OEMG-Messgeräte grundsätzliche Prinzipien oder beinhalten keine oder nur unzureichende Mechanismen zur Erkennung und Filterung von Störungen bzw. Messfehlern.

Kein Messgerät kann oder wird jemals in der Lage sein, alle denkbaren Messfehler auszuschließen. Auch lässt der hier zur Verfügung stehende Raum keine umfassende Fehlerbetrachtung zu. Deshalb seien beispielhaft nur die am häufigsten auftretenden Störungen mit erheblicher Wirkung auf die Messergebnisse dargestellt. Am Beispiel des PS11 sei ihre Erkennung und Beseitigung verdeutlicht.

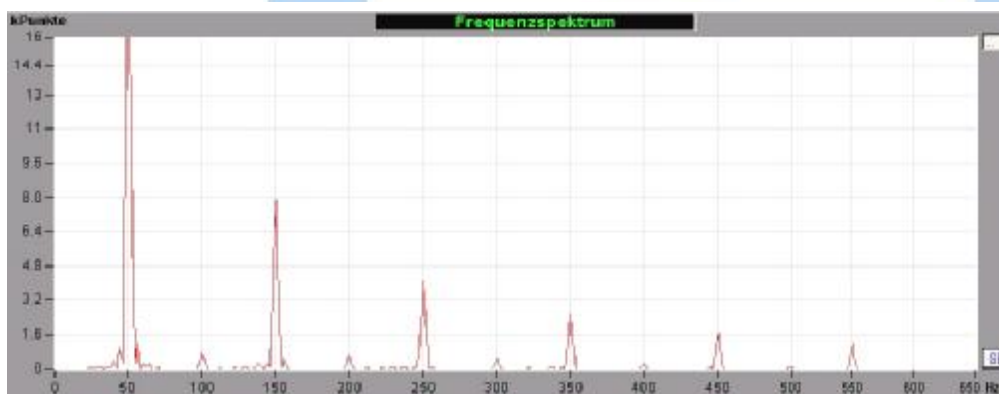
Die im Folgenden verwendete willkürliche Unterteilung in „frequenzkonstante“ und „diskontinuierliche“ Störungen dient lediglich der besseren Übersicht und Verständlichkeit der Filtermechanismen.

Das Erkennen und Filtern von Störungen findet nicht zwingend nach der in Abschnitt 3.3 beschriebenen „Signalanalyse“ statt. Vielmehr handelt es sich um rekursive Prozesse, die hier nur wegen der besseren Übersicht in einfacher Abfolge dargestellt werden.

3.4.1 Frequenzkonstante Störungen

Der Proband selbst und die elektrischen Leitungen zwischen Proband und Messgerät wirken als Antennen für elektromagnetische Felder. Dadurch werden der eigentlichen Messgröße (dem OEMG) Störsignale aus der Umgebung überlagert. Störsignale mit definierter Frequenz und Bandbreite lassen sich gut im Frequenzspektrum der Roh-OEMGs identifizieren. Die am häufigsten auftretende frequenzkonstante Störung ist die Netzfrequenz mit ihren geradzahigen und ungeradzahigen Vielfachen (Oberwellen). Zur Beseitigung dieser Störungen werden Bandfilter eingesetzt. In der medizinischen Technik werden dem Leser insbesondere die 50Hz-Filter der EKG-Geräte bekannt sein. Obwohl diese prinzipiell gleiche Aufgaben zu erfüllen haben, sind die Anforderungen an Filter für Oberflächen-Elektromyographie-Geräte sehr viel höher. Sie resultieren einerseits aus der viel geringeren Amplitude des EMG-Signals im Vergleich zum EKG-Signal, andererseits liegt beim EKG-Signal der wesentliche Anteil der spektralen Leistung im Bereich von 0,5 bis 40 Hz und beinhaltet damit die Netzfrequenz nicht. Im Falle des EMG liegen die wesentlichen Anteile der spektralen Leistung im Bereich von etwa 15 bis über 300Hz und umfassen dementsprechend die Netzfrequenz und ihre Vielfachen. Im Falle des EKG kann die Netzfrequenz ohne nachteilige Wirkung auf das ursprüngliche Signal „herausgeschnitten“ werden (Kerb- oder Notch-Filter). Für EMG-Signale sind diese Kerbfilter dagegen nur eine Lösung für einfache Geräte, da sie gleichzeitig mit der Störung auch relevante Signalanteile eliminieren. Eine bessere Lösung sind spezielle Mittelwert-Filter (Average) bei denen gestörte Frequenzbereiche durch ihre Nachbarfrequenz oder ein Mittel aus mehreren Nachbarfrequenzen ersetzt werden.

Abbildung 2 zeigt das Frequenzspektrum eines starken 50Hz-Störsignals mit seinen Oberwellen. (Das Signal wurde in e-



lektromagnetisch stark belasteter industrieller Umgebung, mit unzureichender Hautvorbereitung und bei entspannter Muskulatur aufgenommen).

Abhängig von der Stärke (Amplitude) der Störung im Verhältnis zum Nutzsignal

Abb. 2: 50Hz-Energienetz als frequenzkonstante Störquelle mit Oberwellen.

(OEMG), werden sowohl die Amplituden- als auch Frequenzmessungen negativ beeinflusst, unter ungünstigen Umständen sogar unbrauchbar. Daraus ist leicht ableitbar, dass zumindest hochwertige Geräte in der Lage sein müssen, die Netzfrequenz und alle ihre Oberwellen über den gesamten Messbereich zu filtern. Dabei darf das OEMG als Nutzsignal nur so wenig wie möglich verändert werden. Für Kontrollzwecke sollten hochwertige Messgeräte dem Anwender die Möglichkeit bieten, das OEMG-Rohsignal und sein Frequenzspektrum zu verfolgen. Der Anwender kann dann ggf. auf frequenzkonstante Störsignale durch Auswahl von geeigneten Filtern reagieren.

Die erheblichen Vorteile von Filtern, die gestörte Frequenzbereiche durch ihre Nachbarfrequenzen ersetzen gegenüber den weitverbreiteten Kerbfiltern sei an einem Beispiel erläutert:

Abbildung 3 zeigt das Frequenzspektrum des Musculus biceps brachii, das von der Netzfrequenz (50Hz)

und ihren Oberwellen bis hin zu 400Hz überlagert wurde. Die gestörten Frequenzbereiche wurden ausgesprochen schmalbandig mit digitalen Kerbfiltern entfernt (mathematischer Algorhythmus).

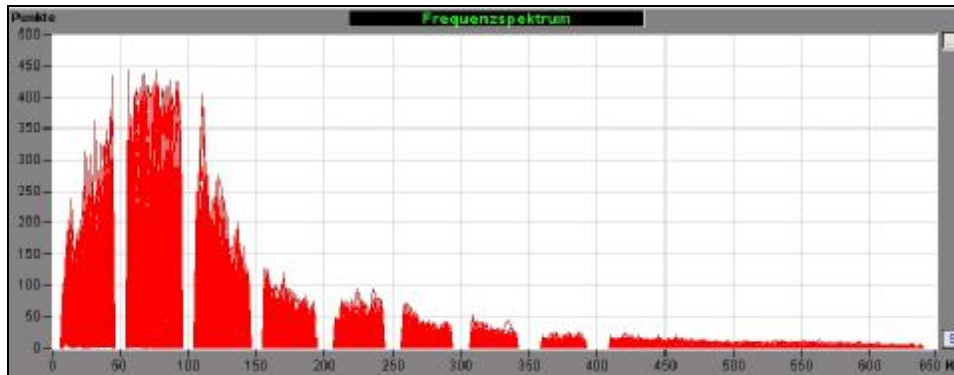


Abb. 3: OEMG-Frequenzspektrum, Netzfrequenz und Oberwellen mit Kerbfilter entfernt.



Abb. 4: OEMG-Frequenzspektrum, Netzfrequenz und Oberwellen mit Frequenz-Mittelwert-Filter entfernt.

In einem anderen Versuch – mit geringerer muskulärer Beanspruchung - wurden die Kerbfilter durch „Mittelwert-Frequenzfilter“ ersetzt, die den gestörten Frequenzbereich durch den Mittelwert aus den links und rechts angrenzenden Frequenzbereichen ersetzen. (Zusätzlich wurde das Frequenzspektrum zu Demonstrationszwecken auf 500Hz begrenzt.) Das nach der Filterung vorliegende Frequenzspektrum zeigt Abbildung 4.

Bereits mit bloßem Auge ist zu erkennen, dass das Mittelwert-gefilterte Frequenzspektrum dem zu erwartenden Originalspektrum (ohne Störungen) deutlich näher kommt als das mit Kerbfiltern entstörte Signal. Vergleichsmessungen zeigen, dass die Amplitude des störungsfreien Originalsignals in Anhängigkeit von der Breite und der Flankensteilheit der „Kerbfilter“ um 4% bis 10%, die Medianfrequenz um 1% bis 3% verfälscht werden. Werden die Filter mittels elektronischer Schaltungen realisiert und nicht wie im Beispiel durch mathematische Algorithmen, sind die resultierenden Fehler aufgrund der geringeren Flankensteilheit noch deutlich größer. Bei „Mittelwert-Frequenzfiltern“, die ausschließlich mit mathematischen Algorithmen realisiert werden, beträgt der resultierende Amplitudenfehler i.d.R. weniger als 2%, der Fehler in der Medianfrequenz weniger als 1% der störungsfreien Originalwerte. Sie stellen damit in fast allen Fällen die bessere Wahl dar. Vermerkt sei schließlich noch, dass die oben beschriebene „Normierung“ bzw. individuelle „Kalibrierung“ die genannten Fehler unter bestimmten Umständen deutlich reduzieren kann.

An dieser Stelle sei noch einmal mal auf die Bedeutung der Hautvorbereitung hingewiesen: Unter günstigen Bedingungen, bei denen eine möglichst gute Hautvorbereitung die größte Bedeutung hat, kann auf eine Filterung frequenzkonstanter Störungen u.U. vollständig verzichtet werden. Folgende Bedingungen müssen erfüllt sein:

- gute Hautvorbereitung
- störungsarme Umgebung
- „starke“ EMG-Signale durch ausreichende Beanspruchung
- geringer bis mittlerer Körperfettanteil
- geeignete Ableitelektroden

Häufig werden nicht alle Bedingungen erfüllt oder aber ihr Status unbekannt sein. Für qualitativ hochwertige elektromyographische Messungen ist deshalb zumindest eine Kontrolle der „mitgemessenen“ Störsignale

und eine daraus abgeleitete Filtereinstellung erforderlich. Alternativ können Mittelwert-Filter prophylaktisch eingesetzt werden, falls Zeit zur Filterkonfiguration nicht ausreichend zur Verfügung steht.

Neben der Netzfrequenz und ihrer Vielfachen können in einigen Situationen – insbesondere in industriellen Umgebungen – noch weitere frequenzkonstante Störungen auftreten. Besonders hochwertige elektromyographische Messgeräte, die in solchen Umgebungen eingesetzt werden (z.B. in Forschung und Arbeitsmedizin), sollten deshalb zusätzlich oder ausschließlich parametrische Filter enthalten. Das sind Filter, deren Mittenfrequenz und Bandbreite sich in weiten Grenzen von Nutzer variieren lässt.

Das PS11 beinhaltet die folgenden frequenzkonstanten Filter:

- sieben gemeinsame parametrische Filter
 - à wirken simultan auf alle EMG-Kanäle
 - à Mittenfrequenz und Bandbreite einstellbar,
 - à als Mittelwert- oder Kerbfilter konfigurierbar
- acht einzelne parametrische Filter
 - à für jeden der acht EMG-Kanäle einzeln konfigurierbar,
 - à Mittenfrequenz und Bandbreite einstellbar, Mittelwert- oder Kerbfilter
- Gleichspannungsfiler
 - à entfernt Gleichspannungsanteile aus den Daten, die durch Bewegungen der Elektroden, starke Störsignale etc. entstehen (vom Anwender nicht konfigurierbar)
- Hochpassfilter
 - à legt die untere Grenzfrequenz zur Auswertung der OEMG-Rohdaten fest (vom Anwender konfigurierbar, 8..500Hz)
- Tiefpassfilter
 - à legt die obere Grenzfrequenz zur Auswertung der OEMG-Rohdaten fest (vom Anwender konfigurierbar, 10..500/650Hz)
- Hochfrequenzfilter
 - à verhindert die Einkopplung hochfrequenter Störungen (Unterstützung für das Anti-Aliasing-Filter bis in den Gigahertz-Bereich)
- weitere Filtermechanismen auf Anwenderwunsch

Das PS11 ist mit den genannten Filtermechanismen in der Lage, alle vom Bediener identifizierten frequenzkonstanten Störungen mit geringstmöglicher Beeinflussung des Nutzsignals zu eliminieren. Zur Kontrolle der Wirkungsweise der Filter und zum Ermitteln von vorhandenen Störfrequenzen steht dem Anwender eine Online-Anzeige des Frequenzspektrums eines wählbaren EMG-Kanals zur Verfügung.

3.4.2 Diskontinuierliche Störungen

Neben den beschriebenen frequenzkonstanten Störungen treten häufig weitere Artefakte auf, die nicht einer festen Frequenz zugeordnet werden können. Da sie meist unregelmäßig erscheinen, seien sie in der Gruppe „diskontinuierliche Störungen“ zusammengefasst. Sie können, sofern nicht erkannt und eliminiert, die Messergebnisse erheblich verfälschen und sind in den ermittelten Kennwerten (integrierte oder mittlere Amplitude/Bandleistung und Frequenzkennwerte) häufig nicht mehr als Störsignale zu identifizieren.

Oft treten die nachfolgend beschriebenen Störungen nur unter bestimmten Bedingungen auf, die sich i.d.R. erst während der laufenden Messungen ergeben (z.B. Kraftspitzen, Druck auf die Elektroden). Sind diese Bedingungen nicht gegeben, treten diskontinuierliche Störungen u.U. auch während längerer Messungen nicht oder nur selten auf. Diese Umstände machen es dem Nutzer schwer, entsprechende Artefakte zu finden, so dass – zumindest in langandauernden Versuchen - selbst eine visuelle Überwachung der Rohdaten nicht immer vor entsprechenden Messfehlern schützt. Häufig ist jedoch eine visuelle Kontrolle der Rohdaten schon aus Zeitgründen nicht möglich.

Bei hochwertigen OEMG-Messgeräten ist deshalb die automatische Erkennung und – soweit möglich – Eliminierung der wahrscheinlichsten diskontinuierlichen Störungen eine wichtige Option.

Übersteuerung

Abhängig von der Geräteauslegung und einer eventuell vom Benutzer auszuwählenden hardwareseitigen Verstärkung können EMG-Messgeräte eingehende Signale nur bis zu einer bestimmten Größe (Amplitude) verarbeiten. Signale, deren Spitzenwerte darüber hinausreichen, werden „abgeschnitten“. Diese Übersteuerungen resultieren aus mechanischen Belastungen der Messelektroden, aus (teilweise) gelösten Elektroden aber auch aus unerwartet hohen Muskelanspannungen (Kraftspitzen).

Übersteuerungen müssen vom OEMG-Messgerät identifiziert werden, da eine Korrektur der „abgeschnittenen“ Messwerte nicht möglich ist. In nachfolgende Kennwertberechnungen dürfen diese Werte nicht einbe-

zogen werden! Das ist vor allem bei Messgeräten, die die Daten vollständig oder teilweise bereits während der Messung analysieren und nur Kennwerte speichern von immenser Bedeutung! Kurzzeitige Übersteuerungen mit einer Dauer deutlich unterhalb der Breite der Mittelungs-, Integrations- oder Transformationsfenster sind in den integrierten oder gemittelten Daten nicht mehr zu erkennen und bedingen fehlerhafte Kennwerte! Ist eine Online-Datenkontrolle vorgesehen, sollte der Bediener bei häufig oder regelmäßig auftretenden Übersteuerungen gewarnt werden.

Mechanische Beanspruchung der Messelektroden

Mechanische Beanspruchungen der Messelektroden resultieren aus Zug am Anschlusskabel oder aus direkter Einwirkung äußerer Kräfte auf die Elektroden. Letztere entstehen beispielsweise, wenn sich der Proband oder Patient mit den Messelektroden gegen einen Gegenstand oder Körper lehnt oder durch Bewegung (z.B. der Gliedmaßen) auf die Elektroden drückt. Ähnliche Artefakte entstehen auch, wenn Elektroden zusammenstoßen.

Die resultierenden Störungen treten i.d.R. zufällig auf und haben je nach Größe der einwirkenden Kräfte unterschiedliche Amplituden und Frequenzspektren. Letztere sind meist durch ein hohes Leistungsspektrum im niederfrequenten Bereich zwischen 0 und 30Hz gekennzeichnet. In seltenen Fällen – wenn die Störungen sehr stark sind - können die Signal-Eingangsverstärker des OEMG-Messgerätes übersteuern und auch nachfolgend gemessene EMG-Signale (bis zu einigen hundert Millisekunden nach der mechanischen Elektrodenbeanspruchung) können fehlerbehaftet sein.

Messfehler aufgrund von mechanischen Elektrodenbeanspruchungen müssen anhand der Rohdaten oder der veränderten Frequenzspektren ermittelt werden. Das Echtzeit-Datenanalysegerät PS11 beinhaltet mehrere Algorithmen zur Erkennung und Eliminierung dieser Störungen. Bis zu einer gewissen Größe werden sie automatisch aus dem OEMG-Signal eliminiert und die „ungestörten“ Messdaten rekonstruiert. Sehr stark verzerrte Messwerte werden als „ungültig“ gekennzeichnet und nicht in die Berechnung von Kennwerten und relativen Werten einbezogen. Eine detaillierte Beschreibung der Erkennungs- und Filtermechanismen kann hier aus Platzgründen nicht gegeben werden.

Gelöste Messelektroden

Gelöste oder teilweise gelöste Elektroden erzeugen ähnliche Störungen wie die ebenen beschriebenen, sofern die Elektroden noch zeitweise elektrischen Kontakt zum Körper des Probanden haben, was aufgrund von Bewegungen i.d.R. gegeben ist.

Zur Störungserkennung sind dementsprechend gleiche oder zumindest ähnlich Schritte erforderlich. Übersteuerungen der Eingangsverstärker sind bei gelösten Messelektroden eher die Regel als die Ausnahme. Damit sind gelöste Messelektroden in den meisten Fällen durch verschiedene Erkennungsalgorithmen identifizierbar. Betroffene Messwerte – bei hohen Anforderungen an die Messqualität für einige hundert Millisekunden auch die nachfolgenden Werte - sollten vom OEMG-Messgerät selbständig als „ungültig“ markiert und in nachfolgende Berechnungen nicht einbezogen werden.

Neutralelektrode mechanisch beansprucht oder gelöst

Die Neutralelektrode - häufig auch als „Masseelektrode“ bezeichnet – dient bei bipolaren OEMG-Messungen vor allem der Verringerung von frequenzkonstanten Störungen und der Ableitung elektrostatischer Entladungen. Erwartungsgemäß steigen die Amplituden frequenzkonstanter Störungen bei gelöster Neutralelektrode an. Die Stärke dieses Effektes ist von einer Vielzahl von Faktoren abhängig. Häufig wird die gesamte OEMG-Messung unbrauchbar.

In sehr seltenen Fällen - insbesondere bei sehr niedrigem Eingangswiderstand der EMG-Eingangsverstärker, guter Hautvorbereitung und störarmer Umgebung können die Veränderungen in den gemessenen OEMG-Signalen jedoch sehr gering sein. Die sichere automatische Erkennung einer gelösten Neutralelektrode ist deshalb nur mittels automatischer periodischer Impedanzmessung möglich, deren Implementierung in OEMG-Messgeräte jedoch häufig nicht sinnvoll ist (siehe Abschnitt 3.4.3 „Qualitätsmerkmale (2)“).

Führt eine mechanisch beanspruchte oder gelöste Neutralelektrode zu starken Störungen, so sind davon i.d.R. alle OEMG-Kanäle gleichzeitig betroffen. Die dann auftretenden Störsignale entsprechen für jeden Kanal annähernd denen einer einzelnen gelösten Messelektrode. Dementsprechend werden die resultierenden Messfehler i.d.R. durch die Frequenzfilter und die Erkennungs- und Behandlungs-Algorithmen der einzelnen OEMG-Kanäle eliminiert! In einem solchen Falle kann der Überwacher mittels Online-Datenkontrolle Fehler an der Neutralelektrode meist an kongruenten Störungen auf allen Kanälen identifizieren.

Aktionspotentiale des Herzens

Aktionspotentiale des Herzmuskels haben eine vielfach höhere Amplitude als die OEMG-Signale. Messungen, die an herznahen Muskeln der linken Körperhälfte (z.B. M. pectoralis major, M. trapezius) durchgeführt werden, können deshalb durch EKG-Signale gestört werden. Im Zeitbereich fallen in den Rohdaten von den EKG-Signalen die periodischen QRS-Komplexe (speziell R-Zacke) auf. Im gemittelten oder integrierten Signal (Amplitude/Bandleistung) sind sie nicht mehr identifizierbar und bedingen Messfehler. Im Frequenzbereich sind EKG-Signale als periodische niederfrequente Signale (0,5..30Hz) zu erkennen.

Die automatische Erkennung und das Eliminieren dieser „EKG-Störungen“ gestaltet sich bei nachträglicher Bearbeitung der Rohdaten am PC und erst recht bei der Echtzeit-Datenanalyse mit autonomen Messgeräten äußerst schwierig und aufwändig. Häufig verbleiben deshalb die EKG-Signale als Störungen in den OEMG-Daten, obwohl die EKG-Amplituden die Höhe der EMG-Amplituden erreichen oder sogar überschreiten und damit die Messergebnisse verfälschen können.

In das PS11 kann parallel zu den acht OEMG-Modulen ein EKG-Modul implementiert werden, mit dem neben der Aufzeichnung der Herzschlagfrequenz und deren Variation auch eine Eliminierung der EKG-Potentiale aus dem OEMG-Daten ermöglicht wird. Die optionale Technik beinhaltet zwei verschiedene Algorithmen zur Eliminierung der EKG-Potentiale aus dem OEMG-Daten.

Der einfachere der beiden Algorithmen „schneidet“ die durch das EKG gestörten OEMG-Rohdaten aus dem Datenstrom heraus. Damit sind die EKG-Störungen sicher entfernt, die OEMG-Daten weisen allerdings Lücken auf, die bei hoher Herzschlagfrequenz erheblich sein können. Ein alternativer Algorithmus entfernt nur die EKG-Signale aus den OEMG-Daten und rekonstruiert letztere. Damit stehen die OEMG-Daten letztlich ohne Unterbrechung und (nahezu) ungestört durch die EKG-Signale zur Verfügung.

3.4.3 Qualitätsmerkmale (2)

Bei Messgeräten, die OEMG-Rohdaten aufzeichnen, können zumindest theoretisch alle Störungen nachträglich am PC ermittelt und mit den oben beschriebenen Filtermechanismen eliminiert werden. Von Nachteil ist der erhebliche zusätzliche Aufwand zur Bereinigung der Rohdaten. (Beachte: Anti-Aliasing-Filter können im Nachhinein selbstverständlich nicht mehr appliziert werden!)

Messgeräte, die bereits während der Messung die Rohdaten verarbeiten (mitteln, Integrieren etc.) und nur diese verarbeiteten Daten speichern, sollten besonders hochwertige und verständlich dokumentierte Filtermechanismen beinhalten. Sollen die Nutzsignale möglichst wenig beeinflusst werden, können viele der beschriebenen frequenzkonstanten und diskontinuierlichen Störungen nur mit erheblichem technischen Aufwand aus den OEMG-Daten entfernt werden. Der Aufwand zum Erkennen und Beseitigen von Störungen übersteigt bei hochwertigen Geräten deshalb oftmals den Aufwand zur Signalgewinnung und –verarbeitung. Anwendern und Käufern von EMG-Messtechnik sei empfohlen, dem Vorhandensein, der Art und Qualität aller vorstehend beschriebenen Filtermechanismen besondere Aufmerksamkeit zu schenken.

Als grobe Orientierung zur Beurteilung der Qualität von OEMG-Messgeräten hinsichtlich der Filterung von Störungen kann die nachfolgend dargestellte Übersicht dienen. Sie beinhaltet – getrennt nach einfachen und hochwertigen Geräten – mindestens erforderliche und einige vorteilhafte (optionale) Filtermechanismen zur Erkennung und Beseitigung von Störungen im OEMG-Signal:

Einfache Geräte:

- Netzfrequenz- und Netzfrequenzoberwellenfilter:
 - erforderlich bei 50Hz, optional bei 100, 150, 200, 250...Hz
 - mindestens Kerbfilter mit Dämpfung ≥ 20 dB bei 50Hz ± 1 Hz, Filtersteilheit ≥ 4 . Ordnung (24dB/Oktave)
 - höherwertige Lösung: Frequenz-Mittelwert-Filter
- Hochpassfilter:
 - Grenzfrequenz (-3dB) zwischen 2Hz und 20Hz
- Übersteuerungen:
 - Erkennen und eliminieren bzw. Anzeigen von Übersteuerungen (im Rohsignal)
- Option: Gelöste Messelektroden:
 - automatisches Erkennen und Anzeigen von gelösten oder mechanisch stark beanspruchten Messelektroden

Hochwertige Geräte:

- Netzfrequenz- und Netzfrequenzoberwellenfilter (alle Kanäle):
 - mindestens erforderlich: feste Filter-Mittenfrequenzen bei 50, 100, 150, 200, 250Hz,
Option: zusätzlich bei 300, 350, 400Hz u.s.w. (gesamter Messbereich)
 - mindestens schmalbandige Kerbfilter mit Dämpfung ≥ 40 dB bei Mittenfrequenz ± 1 Hz, Filtersteilheit ≥ 8 . Ordnung (48dB/Oktave)
 - deutlich bessere Lösung: Frequenz-Mittelwert-Filter oder Kerb- und Mittelwert-Filter umschaltbar
 - optimale Lösung: parametrische Filter als Kerb- und Frequenz-Mittelwert-Filter (Mittenfrequenz und Bandbreite einstellbar)
- Zusätzliche Filter zur Eliminierung von Störfrequenzen außerhalb der Netzfrequenz:
 - Option: weitere zuschaltbare parametrische Filter für beliebige Störfrequenzen im Messbereich (alle Kanäle)
 - Option: für einzelne Kanäle schaltbare parametrische Filter (nur für Versuchszwecke in Forschung und Ausbildung erforderlich)
- Hoch- und Tiefpassfilter:
 - untere und obere Grenzfrequenz mit einfachen Filtern (1. oder 2. Ordnung) wenigstens in groben Stufen schaltbar
 - Option: untere und obere Grenzfrequenz stufenlos oder in feinen Schritten und mit steiflankigen Filtern (≥ 6 . Ordnung) regelbar/schaltbar
- Übersteuerungen:
 - Erkennen und Anzeigen von Übersteuerungen (im Rohsignal!)
 - übersteuerte Signalanteile werden nicht in Kennwertberechnungen einbezogen
- Aktionspotentiale des Herzmuskels:
 - Option: EKG-Störungen in EMG-Signalen werden mit oder (besser) ohne Datenverlust eliminiert
- Gelöste Messelektroden:
 - automatisches Erkennen und Anzeigen von gelösten oder mechanisch beanspruchten Messelektroden
 - fehlerbehaftete Messwerte werden nicht in Kennwertberechnungen einbezogen
 - Option: bei geringfügigen Störungen wird das Originalsignal rekonstruiert
- Gelöste Neutralelektrode
 - Option: automatisches Erkennen und Anzeigen einer gelösten Neutralelektrode
 - Option: fehlerbehaftete Messwerte werden nicht in Kennwertberechnungen einbezogen

Eine 100%ig sichere automatische Erkennung einer vollständig gelösten Neutral- oder Messelektrode ist prinzipiell nur mittels Impedanzmessung möglich. Im Anschluss an das Applizieren der Messelektroden sind diese Messungen durchaus sinnvoll, können vom Anwender jedoch auch manuell mit einfachen zusätzlichen Messgeräten durchgeführt werden. Für eine sichere Erkennung von gelösten Elektroden ist jedoch eine *automatische kontinuierliche* oder *periodische* Impedanzmessung erforderlich, die aus folgenden Gründen nicht empfohlen wird:

 - Die vollständige Ablösung einer Elektrode, ohne dass der Kontakt zum Körper des Probanden aufgrund von Bewegungen zumindest zeitweise wieder hergestellt wird, ist ausgesprochen selten.
 - Lösen sich mehrere Elektroden und/oder kleben gelöste Elektroden zusammen, produziert die Impedanzmessung unsinnige oder falsche Messergebnisse.
 - Weitere Biosignalanalysen am selben Probanden können durch die Impedanzmessung gestört werden.
 - Werden für die Impedanzmessung Frequenzen im OEMG-Bereich genutzt, müssen die EMG-Messungen periodisch unterbrochen werden, was zu Datenverlust führt. Werden Frequenzen außerhalb des EMG-Bereiches genutzt, werden die Messergebnisse weniger aussagekräftig.
 - Die Implementierung der Impedanzmessung erhöht den Preis der Messtechnik.

3.5 Anzeigen und Speichern der Daten

Die Anforderungen an die Anzeige und die Speicherung von Daten sind sehr unterschiedlich, hängen von den vorgesehenen Einsatzgebieten, den zu erwartenden Umgebungsbedingungen und letztlich auch von den Vorlieben des Nutzers ab. Eine Aussage zu notwendigen Verfahren oder zu Qualitätsmerkmalen ist unmöglich. Die folgende Aufzählung stellt deshalb lediglich den Grundstock der vom Nutzer vor dem Kauf oder Einsatz von OEMG-Messtechnik zu erörternden Fragestellungen dar:

Echtzeit-Datenanzeige

- Soll die Anzeige direkt am OEMG-Messgerät erfolgen (Einsatz z.B. beim Muskeltraining ohne PC/Laptop möglich) oder genügt eine Anzeige am PC/Laptop? Sind beide Anzeigevarianten erforderlich bzw. von Vorteil?
- Bei Anzeige am PC/Laptop: Kann die Verbindung zwischen Messgerät und PC ein Kabel sein oder ist eine Funkverbindung erforderlich (z.B. Feldeinsatz)?
- Welche Kennwerte sollen als aktuelle Werte und ggf. im zeitlichen Verlauf am PC/Laptop und welche sollen ggf. direkt am Messgerät dargestellt werden? (Beispiele: Medianfrequenz, spektr. Bandleistung bzw. spektr. Gesamtleistung, Frequenzspektrum, Rohdaten, Aussteuerung...)
- Welche Warnmeldungen und Hinweise (z.B. erkannte Messfehler, leere Batterien) müssen am PC/Laptop und/oder direkt am Messgerät angezeigt werden?

Datenspeicherung

- Muss das Messgerät autonom Daten speichern oder genügt eine Aufzeichnung der Daten im PC (ständige Verbindung zwischen PC und Messgerät erforderlich, dadurch kein oder nur stark eingeschränkter Feldeinsatz möglich)?
- Welche Daten sollen gespeichert werden (Kennwerte, Rohdaten, Warnungen bzw. erkannte Fehler...)?
- Ist eine Aufzeichnung von Rohdaten-parallel zu den Kennwerten-erforderlich? (Vorteil: Kennwerte stehen nach der Messung sofort zur Verfügung, spezielle Fragestellungen können anhand der Rohdaten zusätzlich bearbeitet werden. Nachteil: deutlich erhöhter technischer Aufwand)
- Sind wechselbare Speichermedien erforderlich (...Fortsetzung der Messungen bei vollständig gefülltem Speicher möglich) oder genügt ein Festspeicher (muss vor weiteren Messungen „ausgelesen“ werden)?
- Bei wechselbaren Speichermedien: Wie lange sollen Daten ohne Unterbrechung aufgezeichnet werden?
Bei Festspeicher: Welche Gesamtaufzeichnungsdauer ist erforderlich?

Sonstiges

- Bei kabelloser Verbindung zwischen OEMG-Messgerät und PC/Laptop: Ist eine Fernsteuerung des Messgerätes erforderlich oder von Vorteil?
- Ist die Kapazität der Batterien/Akkus des autonomen OEMG-Messgerätes für einen ununterbrochenen Betrieb entsprechend der gewünschten Aufzeichnungsdauer ausreichend?

Einen Überblick über die vom PS11 aufgezeichneten Daten gibt die nebenstehende Abb. 5. Die Datenaufzeichnung kann optional um weitere Werte ergänzt werden.

Auf dem geräteinternen Display zeigt das PS11 (EMG-Variante) nach dem Bedienmenü und den „Ausgangswerten“ für Bandleistung und Medianfrequenz für alle acht Kanäle die relativen Änderungen der Werte von Medianfrequenz und Bandleistung im JASA-Schema in Echtzeit. Ein Beispiel für die Darstellung zeigt Abbildung 6 im folgenden Abschnitt. Optional sind andere Werte oder Darstellungsarten möglich. Ist das PS11 mittels Kabel oder Funk mit einem PC, Laptop oder Tablet-PC verbunden, sind folgende Echtzeitdarstellungen am Bildschirm möglich:

- Momentanwerte für Medianfrequenz, Bandleistung und Aussteuerung für alle acht Kanäle parallel,
- Bandleistung und Medianfrequenz im zeitlichen Verlauf (8 Kanäle parallel),
- Relative Größenänderungen im JASA-Schema und JASA-Startwerte (8 Kanäle parallel),
- Frequenzspektrum je eines wählbaren Kanals,
- Rohdaten je eines wählbaren Kanals (optional),
- Warnmeldungen, Häufigkeit von Elektrodenstörungen etc.
- Konfigurationsmenü und Filtereinstellungen,
- Herzschlagfrequenz und -variabilität als Momentanwerte und im zeitlichen Verlauf (optional mit HSF-Modul),
- Optional sind andere Werte oder Darstellungsarten möglich.

Datenspeicherung im PS11

- Amplitude, Bandleistung, Medianfrequenz
- Mittelwerte der o.g. Kennwerte über variable Fensterbreite
- statischer Anteil der Bandleistung
- EMG-Rohdaten (optional)
- Gerätekonfiguration und Filtereinstellungen
- erkannte diskontinuierliche Störungen
- alle o.g. Daten parallel
- wiederbeschreibbare, vom Nutzer wechselbare Speicherkarten in Briefmarkengröße
- bis zu 8,5h Datenaufzeichnung mit einer Speicherkarte
(2. Speicherkarte f. parallele Rohdatenaufzeichnung erforderlich)

Abb. 5: Datenspeicherung im PS11

Beispielhaft ist in den Abbildungen 3 und 4 (Abschnitt 3.4.1) die Darstellung von Frequenzspektren zu sehen. Die Abbildung 7 im folgenden Abschnitt zeigt die Darstellung von Medianfrequenz und Bandleistung im JASA-Schema.

4 Demonstration statischer und dynamischer Beanspruchungs- und Ermüdungsmessung

Im Rahmen einer Demonstration wurde die Messung muskulärer Beanspruchung und Ermüdung anhand von Ausschnitten aus den physiologischen Test- und Trainingsprogrammen EFL⁹ und „Work-Hardening“¹⁰ nach S. Isernhagen vorgeführt und diskutiert. Die Analyse der Ermüdungsresistenz ausgewählter Rückenmuskeln wurde am Beispiel des Biering-Sørensen-Tests demonstriert.

OEMG-Echtzeit-Datenanalysen wurden als geeignete Methodik zum muskelphysiologisch gesteuerten Training in Rehabilitation und Prävention und zum Nachweis von Veränderungen der muskulären Leistungsfähigkeit vorgestellt. Besonderheiten bei dynamischem Training der Muskulatur, wie die erforderliche automatische Erkennung von Muskulatur-Aktivierungspausen, wurden diskutiert.

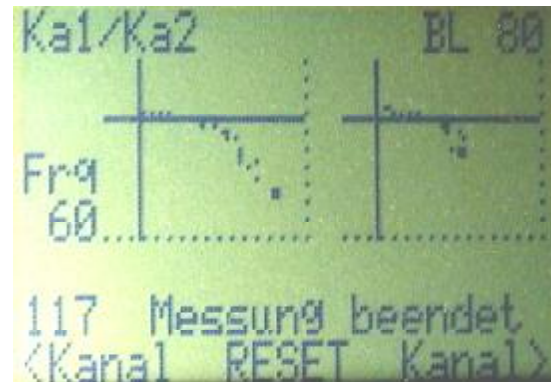


Abb. 6: Darstellung der prozentualen Veränderungen der spektralen Gesamtleistung (Abszisse) und der Medianfrequenz (Ordinate) zweier OEMG-Kanäle (2*biceps) auf dem geräteinternen Display des PS11

Das hier dargestellte Beispiel beschränkt sich aus Platzgründen auf die Darstellung wichtiger Messwerte der Ermüdung der beiden Musculi biceps brachii eines Probanden. Die Ermüdung resultierte aus einer statischen Beanspruchung. Die beiden Abbildungen zeigen die entsprechenden JASA-Diagramme. Abbildung 6 zeigt die Darstellung auf dem geräteinternen Display des PS11, hier die verwendeten Kanäle 1 (links) und 2 (rechts). Die sich automatisch anpassende Skalierung der Achsen umfasst im Beispiel ein Absinken der Medianfrequenz um bis zu -60% und ein Ansteigen der Bandleistung (im Beispiel = spektrale Gesamtleistung) um maximal 80%. Abbildung 7 zeigt einen Ausschnitt aus der zugehörigen PC-Bildschirm-Darstellung, die bei bestehender Online-Verbindung zeitsynchron für alle messenden Kanäle erzeugt wird. Kanal 1 ist hier rot und Kanal 2 blau dargestellt.

Der Beginn der Beanspruchung – und damit der Messung – liegt in den Darstellungen entsprechend der Definition des JASA-Diagramms im Ursprung des Koordinatensystems. Die zugehörigen Absolutwerte für Bandleistung (im Beispiel = spektrale Gesamtleistung) und Medianfrequenz stehen oberhalb des Diagramms. Jeder weitere Messpunkt wird in zeitlich äquidistanten Intervallen (im Beispiel wurden 3 Sekunden gewählt) eingetragen und stellt die relativen Änderungen der Medianfrequenz und der spektralen Gesamtleistung dar. Der aktuelle Datenpunkt wird jeweils vergrößert dargestellt. Um die Darstellungsqualität durch kurzzeitige Schwankungen nicht zu beeinflussen, werden die Daten über die Dauer der äquidistanten Zeitintervalle gemittelt. Zusätzlich werden länger zurückliegende Daten mittels eines exponentiellen Glättungsalgorithmus mit linear steigendem Koeffizienten geglättet. Ergebnis ist eine übersichtliche Darstellung, die den jeweils aktuellen Trend in den Daten hervorhebt und länger zurückliegende Daten mit zunehmendem Alter stärker glättet.

⁹ EFL: Verfahren zur „Evaluation der funktionellen Leistungsfähigkeit (EFL)“ nach S. Isernhagen. Das Assessmentverfahren ermöglicht einen Abgleich der aktuellen Leistungsfähigkeit (z.B. nach Unfall oder Erkrankung) mit Leistungsanforderungen an einem standardisierten Arbeitsplatz. Anhand der Ergebnisse eines physiologischen 29-Stationen-Testprogramms und eines psychologischen Selbsteinschätzungstest wird die aktuelle berufliche Belastbarkeit eingeschätzt

¹⁰ Work-Hardening-Programm: Verfahren nach S. Isernhagen zur Anpassung der individuellen Leistungsfähigkeit an berufstypische Anforderungen.



Abb. 7: Darstellung der prozentualen Veränderungen der spektralen Gesamtleistung (Abszisse) und der Medianfrequenz (Ordinate) zweier OEMG-Kanäle (2*biceps) auf dem Display eines an das PS11 angeschlossenen PC (Bildschirmausschnitt).

Im Beispiel ist das unterschiedliche Ermüdungsverhalten der Musculi biceps brachii des Probanden gut zu erkennen: Nachdem die Medianfrequenz bei Belastung zunächst auf beiden Seiten nahezu konstant bleibt und nur die Bandleistung ansteigt, ist nach einiger Zeit (ca. 50 Sekunden) bei beiden Muskeln eine deutliche Ermüdung zu erkennen, hier durch die Abnahme der Medianfrequenz um ca. 10% (rechts) und 13% (links) und die Zunahme der Bandleistung um 35 bzw. 45% gekennzeichnet. Bis zu diesem Zeitpunkt zeigen die beiden M. biceps brachii ein sehr ähnliches Ermüdungsverhalten.

Auf der linken - nach Angabe der Versuchsperson schwächeren - Seite ist die Ermüdung nach weiterer Beanspruchung (ca. 20 Sek.) deutlich stärker ausgeprägt. Die Medianfrequenz sinkt dabei um weitere 17% auf insgesamt -30%, wogegen sie im rechten M. biceps nur um weitere 7% auf insgesamt -17% sinkt. Auch das

ab diesem Zeitpunkt unterschiedliche Amplitudenverhalten (spektrale Gesamtleistung) weist auf eine unterschiedlich starke Ermüdung hin.

Nach insgesamt etwa 70 Sekunden wurde der Versuch aufgrund subjektiv starker Ermüdung des linken Muskels der Versuchsperson beendet.

5 Elektromyographische Beanspruchungsmessungen am Arbeitsplatz und ergänzende Technik

Bei elektromyographischen Beanspruchungsmessungen im realen Arbeitsvollzug müssen erweiterte Auswertestrategien in die Datenanalysen einbezogen werden:

- Neben den Kennwerten müssen zusätzlich zeitliche Mittelwerte errechnet und gespeichert werden, um eine Datenreduktion zu erzielen.
- Der minimale Amplituden-Pegel, der während der Kalibrierung vom PS11 bestimmt wird und das Verwerfen bzw. Akzeptieren der Frequenzwerte steuert, muss dynamisch an verschiedene Beanspruchungs-Kategorien angepasst werden.
- Die Überwachung und Fernsteuerung der Messungen über Funksignale ist empfehlenswert. Wechselnde, sich wiederholende Arbeitsinhalte können durch ferngesteuertes Setzen von Markern in Beanspruchungs-Kategorien eingeteilt werden.

Außerdem kann zur Erfassung der physiologischen Gesamtsituation die zeitsynchrone Erfassung weiterer Messgrößen erforderlich sein. Zur Geräteserie PS11xx sind deshalb optionale Erweiterungs-Module erhältlich (teilweise in Testphase). Somit lassen sich viele Messaufgaben mit nur einem Gerät erfüllen:

- Funkmodul zur Online-Datenübertragung und zur Fernsteuerung des PS11
- 2-D- und 3-D-Bewegungs- und Lagesensoren
- Schwingungssensoren (mit Echtzeit-Spektralanalyse)
- Wirbelsäulen-Formanalyse-Modul (Flexion, Lateroflexion & Torsion)
- Temperatur- und Feuchte-Messmodule
- Sensoren zur Erfassung der Herzschlagfrequenz und der HSF-Variabilität
- Datensynchrone Funk-Bildübertragung (in Entwicklung)

6 Literatur

- [1] Bradl, I., Mörl, F., Müller, R., Scholle, H.C., Grassme, R., Schneider, W., Grieshaber, R. (2001). Aktivierungsmuster der großen Rumpfmuskeln und der tiefen Rückenmuskulatur bei Maximalkrafttests in einem Test- und Trainingsgerät. In: Grieshaber, R. (eds.) Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen – 8. Erfurter Tage, 373-384, ISBN 3-9807855-1-3
- [2] Luttmann, A., Jäger, M., Sökeland, J. & Laurig, W. (1996). Electromyographical study on surgeons in urology. II Determination of muscular fatigue. In: Ergonomics, vol 39, no 2, 298-313.
- [3] Luttmann, A., Jäger, M., Sökeland, J. & Laurig, W. (1996). Joint Analysis of Spectrum and Amplitude (JASA) of Electromyograms Applied for the Indication of Muscular Fatigue among Surgeons in Urology. In: A. Mital, H. Krueger, S. Kumar, M. Menozzi & J.E. Fernandez (eds.). Proceedings of the XI th Annual International Occupational Ergonomics and Safety Conference, International Society for Occupational Ergonomics and Safety, Cincinnati.
- [4] Luttmann, A., Sökeland, J. & Laurig, W. (1996). Electromyographical study on surgeons in urology. Influence of the operating technique on muscular strain. In: Ergonomics, vol 39, no 2, 285-297.
- [5] Schuhmann, P., Anders, Ch., Scholle, H.Ch. (1993) Spektrales EMG-Mapping als quantitative Methode zur funktionellen Analyse der Rückenmuskulatur. In: Eur. J.Physiol. 422 Suppl., R 86.
- [6] Strasser, H., Wang, B. & Hoffmann, A. (1998). Elektromyographische und subjektive Beurteilung von handgeführten Werkzeugen am Beispiel von Maurerkellen mit konventionellen und ergonomisch gestalteten Griffen. In: Z. Arb. wiss., Nr. 2/98, 90-100.

