

Elektrophysiologische Diagnostik der Sarkopenie. Ein Fallbericht.

Schedler, Olaf; Laube, Wolfgang, Adamaszek, Michael

Institut für Höhen- und Überdruckmedizin, Fürstenwalder Chaussee 27 H, 15526 Bad Saarow;
o.schedler@extremmedizin.de

Abstrakt: Die Sarkopenie spielt in der intensivmedizinisch erworbenen Schwäche (ICUAW) durch Immobilisation und ischämisch-hypoxisch getriggelter Abnahme der Kapillarisation eine entscheidende Rolle im rehabilitativen Behandlungsverlauf. Klinisch zeigen sich eine Abnahme der Muskelmasse und Muskelkraft, welche durch Verlust der Typ II Muskelfasern, Reduzierung der Satellitenzellen und Kollageneinbau in die Muskulatur bedingt sind. Die Quantifizierung der Sarkopenie stellt die Diagnostik von ICUAW vermittelten Krankheitsbildern, wie critical illness polymyopathie (CIM) und critical illness polyneuropathie (CIP), vor eine Herausforderung. Wir untersuchten einen 66-jährigen Patienten mit ICUAW-bedingter Immobilisationssarkopenie mit der Bestimmung der Rheobase, Chronaxie und Akkomodationsschwelle unter EMG-Kontrolle nach 101 Tagen Intensivbehandlung. In Ruhe lagen die EMG-Werte der Frequenz im Mittel bei 53 Hz, der RMS bei 4,6 μV , die MVC bei 51 μV und das iEMG bei 243 $\mu\text{V}\cdot\text{s}$, was auf eine geringere muskuläre Eigenaktivität hinwies. Die Rheobase lag um 7 μV , die Chronaxie um 12,5 ms und die Akkomodationsschwelle um 7 mA oberhalb der Normwertbereiche. Der Akkomodationsquotient lag um 0,4 unterhalb des Normwertbereiches. Die stimulationsbedingten Muskelpotentiale lagen im Durchschnitt bei einer RMS von 602,5 μV , einer MVC von 2761,2 μV und einem iEMG bei 528,7 $\mu\text{V}\cdot\text{s}$. In der Kombination der ermittelten Werte muss bei einer Immobilisationssarkopenie von einer neuromuskulären Funktionsstörung ausgegangen werden, da neben sicheren Hinweisen einer Muskelatrophie auch Anzeichen neurodegenerativer Funktionsveränderungen ermittelt wurden.

Abstract: Sarcopenia plays a crucial role in the rehabilitation process of intensive care-acquired weakness (ICUAW) caused by immobilization and ischemic-hypoxia-triggered capillary depletion. Clinically, it is characterized by a decrease in muscle mass and strength, which is caused by the loss of type II muscle fibers, a reduction in satellite cells, and collagen incorporation into the muscles. The quantification of sarcopenia poses a challenge for the diagnosis of ICUAW-mediated diseases, such as critical illness polymyopathy (CIM) and critical illness polyneuropathy (CIP). We examined a 66-year-old patient with ICUAW-related immobilization sarcopenia by determining rheobase, chronaxie, and accommodation threshold under EMG control after 101 days of intensive care treatment. At rest, the EMG values averaged 53 Hz, the RMS 4.6 μV , the MVC 51 μV , and the iEMG 243 $\mu\text{V}\cdot\text{s}$, indicating lower intrinsic muscle activity. The rheobase was 7 μV , the chronaxie 12.5 ms, and the accommodation threshold 7 mA above the normal range. The accommodation quotient was 0.4 below the normal range. The stimulation-induced muscle potentials averaged 602.5 μV RMS, 2761.2 μV MVC, and 528.7 $\mu\text{V}\cdot\text{s}$ iEMG. In combination with the values determined, immobilization sarcopenia must be assumed to be caused by a neuromuscular dysfunction, since in addition to clear indications of muscle atrophy, signs of neurodegenerative functional changes were also detected.

Einleitung

Die Begriffe Rheobase, Chronaxie, Akkomodationsschwelle und Akkomodationsquotient sind etablierte Parameter in der Elektrophysiologie, insbesondere zur Beurteilung der

Erregbarkeit von Nerven- und Muskelgewebe. Sie dienen der Charakterisierung der Reizschwelle und der zeitlichen Dynamik der Erregungsauslösung. Die Kenntnis und korrekte Anwendung dieser Parameter ist essenziell für Diagnostik und Therapie in der Neurologie und Physiotherapie.

Die Rheobase ist die minimale Stromstärke, die bei unendlich langer Reizdauer gerade noch ein Aktionspotential in einer Nerven- oder Muskelzelle auslöst (Lapicque, 1907). Sie ist ein Maß für die Erregbarkeit eines Gewebes. Verwendung findet die Rheobase zur Bestimmung der Nerven- oder Muskeleerregbarkeit sowie zur Diagnostik von Nervenläsionen (z.B. bei Neuropathien). Die Rheobase wird meist mittels Rechteckimpulsen mit ansteigender Stromstärke ermittelt (Kimura, 2013). Vergleiche zwischen gesunder und pathologischer Muskulatur zeigen, dass die Rheobase bei Denervierung signifikant erhöht ist (Dumitru et al., 2002). Die Chronaxie ist die minimale Reizdauer, bei der ein Reiz mit doppelter Rheobase-Stärke gerade noch eine Erregung auslöst (Lapicque, 1909). Sie beschreibt die zeitliche Komponente der Erregbarkeit. Die Chronaxie dient zur Differenzierung zwischen Nerven- und Muskelgewebe und somit zur Diagnostik von Nervenerkrankungen. Eine Verlängerung der Chronaxie weist auf eine verminderte Erregbarkeit hin, wie sie z.B. bei Denervierung oder Muskeldystrophien vorkommt (Bostock & Rothwell, 1997, Preston & Shapiro, 2021).

Die Akkommodationsschwelle (auch: Akkommodationsstrom) ist die minimale Stromstärke, die bei einem langsam ansteigenden Reiz (z.B. Dreieckstrom) erforderlich ist, um eine Erregung auszulösen. Sie gibt Auskunft über die Fähigkeit des Gewebes, sich an langsam ansteigende Reize anzupassen (Akkommodation). Ihre Anwendung findet die Akkommodationsschwelle zur Differenzierung zwischen gesunden und pathologisch veränderten neuromuskulären Funktionseinheiten und ist normalerweise höher als die Rheobase. Bei Denervierung oder Schädigung ist die Akkommodationsfähigkeit vermindert, sodass die Akkommodationsschwelle sinkt und sich der Rheobase annähert (Kimura, 2013; Dumitru et al., 2002).

Der Akkommodationsquotient ist das Verhältnis von Akkommodationsschwelle zu Rheobase. Er ist ein Maß für die Anpassungsfähigkeit des Gewebes an langsam ansteigende Reize und gilt als sensibler Parameter zur Unterscheidung zwischen intaktem und geschädigtem Gewebe (Preston & Shapiro, 2021; Kimura, 2013).

In der Elektromyographie werden die Parameter RMS (Root Mean Square), MVC (Maximum Voluntary Contraction, und IEMG (Integrierter EMG-Wert) zur Beurteilung der Muskelfunktion herangezogen. RMS ist ein statistischer Wert, der die durchschnittliche Leistung der EMG-Signale angibt und die Muskelaktivität quantifiziert. RMS wird genutzt, um die Stärke der Muskelantwort auf elektrische Reize zu messen. Bei der Bestimmung der Schwellenwerte (Rheobase, Chronaxie, Akkommodationsschwelle) wird der RMS-Wert der EMG-Antwort bei verschiedenen Reizparametern verglichen. MVC ist die maximale Muskelkraft, die eine Person freiwillig aufbringen kann. Die MVC dient als Referenzwert, um die Muskelaktivität zu standardisieren. Bei der EMG-Messung wird die RMS- oder IEMG-Antwort bei maximaler Kontraktion mit den Reizantworten verglichen, um die Reizschwellen im Verhältnis zur maximalen Muskelaktivität zu bestimmen. Sie hilft, die Reizstärke zu bestimmen, die notwendig ist, um eine Reaktion im Vergleich zur maximalen Kontraktion auszulösen. Das IEMG ist die aufsummierte EMG-Aktivität über eine bestimmte Zeit, ähnlich wie RMS, aber als kumulativer Wert. IEMG wird genutzt, um die Muskelantwort quantitativ zu erfassen. Bei der Bestimmung der Schwellenwerte zeigt ein Anstieg des IEMG, dass die Muskelaktivität die jeweilige Schwelle erreicht hat. Es ermöglicht eine objektive Bewertung der Muskelreaktion auf die Reize bei verschiedenen Parametern.

Material und Methoden:

Wir untersuchten einen 66-jährigen Patienten, welcher sich nach einer thoraxchirurgischen Operation insgesamt 101 Tage in stationärer Behandlung befand. Zum Zeitpunkt der Untersuchung wog der Patient 82 kg bei einer Körpergröße von 176 cm (BMI 26,47) und wurde vom Bett mit Unterstützung in den Rollstuhl mobilisiert.

Für die Ableitung der Muskelaktivitäten benutzten wir das Cometa-Pico-Blue System sowie die Erfassungs- und Auswertungssoftware „EMG-and-Motions Tools, Version 8.15.6.0“ und führten eine Ausgangsmessung in Rückenlage am M. rectus femoralis links (MRFL), M. rectus femoralis rechts (MRFR), M. tibialis anterior links (MTAL) und M. tibialis anterior rechts (MTAR) durch.

Zur Verwendung der elektrophysiologischen Diagnostik kam ein PhysSys Gerät (Zimmer Medizin Systeme Deutschland) zum Einsatz. Für die Diagnostik verwendeten wir den „Chronaxie/ Akkomodationsschwellentest“.

Die Rheobase wurde mit einem Rechteckimpuls und einer Impulsbreite von 1000 ms durchgeführt. Die Chronaxie realisierten wir mit einem Rechteckimpuls mit einer variablen Impulsbreite, zwischen 0,05 ms und 1000 ms. Die Akkomodationsschwelle wurde mit einem Dreiecksimpuls und einer Impulsbreite von 1000 ms ermittelt.

Die Bestimmung der elektrophysiologischen Funktionsparameter erfolgte ausschließlich unter Verwendung des angelegten EMG Signals. Die Stimulationen wurden solange gesteigert, bis im EMG keine Zunahme der muskulären Aktionspotentiale mehr gemessen werden konnten. Eine sichtbare Muskelkontraktion war nicht wahrnehmbar. Zur Auswertung erfolgte die Anpassung gleichgerichteter EMG Signale.

Ergebnisse:

In der Ausgangsuntersuchung lagen die mittleren Werte der Muskelfrequenzen im Normwertbereich (53,02 Hz). Die Stärke der durchschnittlichen Muskelkontraktionen lagen im Bereich des Ruhepotentials (4,6 μ V). Die willkürlichen Muskelkontraktionen blieben unter den Werten einer möglichen maximalen Kontraktion (51,2 μ V). Die mittleren Flächenintegrale der untersuchten Muskeln lagen unterhalb der möglichen Summenpotentiale (242 μ V*s). Die Wertekonstellation der Ausgangsmessungen wird in Tabelle 1 wiedergegeben.

Tabelle1: EMG Ausgangswerte von muskulärer Spontanaktivität

Muskel	Frequenz (Hz)	RMS (μ V)	MVC (μ V)	iEMG (μ V*s)
MRFL	63,52	3,37	21,35	199,50
MRFR	38,64	3,84	13,80	234,60
MTAL	60,09	4,87	87,02	210,49
MTAR	49,82	6,25	82,48	326,94

Die angegebene Frequenz war die Berechnung des Frequenzmittelwerts des Signalspektrums. Der Root Mean Square (RMS) war der Effektivwert, welcher die Amplitude des Signals (Stärke der Muskelkontraktion) repräsentierte. Die Maximum Voluntary Contraction (MVC) gab die willkürliche Muskelkraft wieder. Die iEMG-Analyse bestand in der Berechnung der Fläche unter dem EMG-Signal durch die Integrationsoperation.

In Abbildung 1 kommen die Stimulationsverläufe zur Bestimmung der Rheobase, Chronaxie und der Akkomodationsschwelle zur Ansicht. Während der EMG Auszeichnungen wurde zur

Bestimmung der Rheobase die Reizstärke erhöht. Zur Bestimmung der Chronaxie wurde die Reizamplitude verlängert. Für die Bestimmung der Akkomodationsschwelle wurde die Reizstärke verändert.

Abbildung 1-3: Stimulationsverlauf der elektrophysiologischen Funktionswerte mittels EMG



Abbildung 1: Stimulationsverlauf zur Bestimmung der Rheobase



Abbildung 2: Stimulationsverlauf zur Bestimmung der Chronaxie

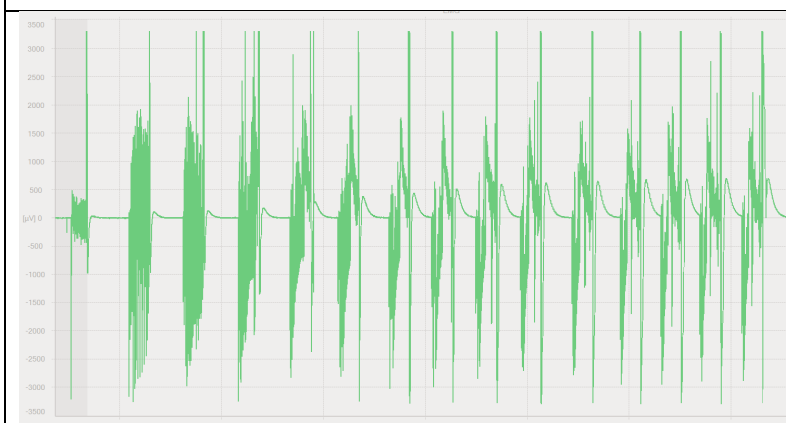


Abbildung 3: Stimulationsverlauf zur Bestimmung des Akkomodationsschwelle

Die Ergebnisse der Stimulationsversuche zeigt die Tabelle 2. Die Rheobase war für eine direkte Muskelstimulation im Durchschnitt mit 9 mA deutlich erhöht. Der Chronaxiewert lag im Mittel bei 22,5 ms und damit deutlich über den muskulären Referenzwerten. Die Akkomodationsschwelle wurde bei 14,75 mA bestimmt und lag ebenfalls deutlich über den

Referenzwerten. Der Akkomodationsquotient lag im Durchschnitt bei 1,8 und wies zwischen den untersuchten Muskeln Seitenunterschiede auf.

Tabelle 2: Ergebnisse der Elektrophysiologie

Muskel	Rheobase (mA)	Chronaxie (ms)	Akkomodationsschwelle (mA)	Akkomodationsquotient
MRFL	8,2	11,0	8,2	1,0
MRFR	6,7	50	19,5	2,9
MTAL	7,8	15	7,8	1,0
MTAR	13,3	14,0	23,5	1,8

Nach der Bestimmung der elektrophysiologischen Parameter wurden die EMG Signale ausgewertet. Dazu wurde die Stimulation zur EMG Auswertung herangezogen, welche zur Festlegung der Elektrophysiologie verwendet wurde. Die ermittelten EMG Parameter werden in der Tabelle 3 dargestellt.

Die Stromstärke zur Bestimmung der Rheobase lag im Durchschnitt bei 691 μV . Die maximal ausgelöste Kontraktion wurden bei durchschnittlich 2881 μV erreicht. Das Flächenintegral betrug im Mittel 548 $\mu\text{V}\cdot\text{s}$.

Zur Ermittlung der Chronaxie betrug die durchschnittliche Stärke der Kontraktion 543 μV , die mittlere maximale Kontraktion 2566 μV und das Flächenintegral 398 $\mu\text{V}\cdot\text{s}$. Zur Ermittlung der Akkomodationsschwelle betrugen die durchschnittlichen EMG Parameter für die Kontraktionsstärke 573 μV , der Willkürkontraktionen 2837 μV und das Integral 640 $\mu\text{V}\cdot\text{s}$.

Tabelle 3: EMG Parameter bei Bestimmung der Elektrophysiologie

		MRFL	MRFR	MTAL	MTAR
Rheobase	RMS (μV)	477,83	760,19	464,33	1061,11
	MVC (μV)	2443,08	3299,90	2479,63	3299,90
	iEMG ($\mu\text{V}\cdot\text{s}$)	397,73	538,60	270,49	986,47
Chronaxie	RMS (μV)	317,64	435,76	846,39	572,65
	MVC (μV)	1031,75	2647,11	3299,90	3287,11
	iEMG ($\mu\text{V}\cdot\text{s}$)	155,16	212,66	796,47	428,12
Akkomodationsschwelle	RMS (μV)	330,11	545,16	718,24	700,56
	MVC (μV)	1668,94	3299,90	3299,90	3077,84
	iEMG ($\mu\text{V}\cdot\text{s}$)	312,30	191,29	1118,51	937,14

In einer Korrelationsanalyse ergaben sich Zusammenhänge zwischen den Werten der Rheobasen und der Werte für RMS (0,97), MVC (0,98) und iEMG (0,90). Ein signifikanter Seitenunterschied konnte nicht ermittelt werden. Zwischen dem MRFR und MTAR zeigten sich signifikanten Unterschiede in den EMG Parametern im T- Test ($p < 0,05$).

Diskussion:

Die EMG-Oberflächenelektroden erfassten zuverlässig die ausgelöste elektrische Aktivität (compound muscle action potential, CMAP) der untersuchten Muskeln. Durch Variation von Reizstärke und -dauer konnten die Werte für Rheobase und Chronaxie sicher abgeleitet werden (Preston & Shapiro, 2021). Die Bestimmung von Rheobase und Chronaxie mittels EMG war in der Literatur gut beschrieben und wurde in der klinischen Neurophysiologie routinemäßig eingesetzt (Kimura, 2013; Dumitru et al., 2002; Stålberg & Falck, 1997). Auch die Bestimmung der Akkommodationsschwelle war mit dem EMG möglich, wie es in der Literatur beschrieben war (Kimura, 2013; Dumitru et al., 2002; Preston & Shapiro, 2021). In der Übersicht 1 werden die Referenzwerte der Elektrophysiologie und der EMG Parameter dargestellt.

Übersicht 1: Referenzwerte

Parameter	Normbereich (Erwachsene, gesunder Mensch)	Kommentar
Rheobase	2–5 mA (Nerven) 0,5–2 mA (Muskel, direkt)	Gemessen mit Reizdauer ≥ 100 ms (Rechteckimpuls); Werte variieren je nach Muskel/Nerv
Chronaxie	0,05–0,5 ms (Nerven) 1–10 ms (Muskel, direkt)	Werte steigen bei Denervierung deutlich
Akkommodationsschwelle	3–7 mA (Nerven, Dreieckstrom)	Bei langsam ansteigendem Reiz (Dreieckstrom); meist etwa 2–3-fache Rheobase
Akkommodationsquotient	2–5	Verhältnis Akkommodationsschwelle und Rheobase. Bei Denervierung sinkt der Wert auf etwa 1
Mittlere Frequenz	40–60 Hz	Typische Verschiebung bei Ermüdung: Abnahme um 10–30%
Root Mean Square (RMS)	Ruhe: $< 10 \mu\text{V}$ Maximale Kontraktion: 100–500 μV	Maß für die mittlere elektrische Aktivität des Muskels
Maximale willkürliche Kontraktion (MVC)	200–1000 μV	Maximale Muskelaktivität bei willkürlicher Kontraktion, oft als Referenzwert genutzt
Integriertes EMG (iEMG)	Ruhe: $< 0,1 \text{ mV} \cdot \text{s}$ Bewegung: 0,5–5 $\text{mV} \cdot \text{s}$	Flächenintegral des EMG-Signals über einen Zeitraum

Die erhöhte Werte der Rheobasen wiesen auf eine Muskelfunktionsstörung mit Degeneration hin. Verlängerte Chronaxiewerte legten eine Denervierung nahe. Die Akkommodationsschwelle erhöhte sich und gab eine reduzierte Anpassungsfähigkeit, an langsam ansteigende Reize an. Ein reduzierter Akkommodationsquotient mit Werten unter 2 deuten auf pathologische neuromuskuläre Veränderungen hin.

Zusammenfassung:

Die Sarkopenie ist in der Ableitung eines EMG Ruhepotential durch geringe willkürliche Muskelkontraktionen und geringere Flächenintegrale der Muskelaktivitäten gekennzeichnet. Die ermittelten elektrophysiologischen Parameter wiesen auf eine neuromuskuläre Funktionsstörung hin. Abhängig von der EMG-gemessenen maximalen Muskelkontraktionen, fielen die Werte der Root Mean Square, der maximalen Kontraktion sowie der abgeleiteten Muskelintegrale gegenüber sichtbaren Muskelkontraktionen geringer aus. Diese Messungen sind besonders sensitiv für Denervierungsprozesse, da die Akkommodationsfähigkeit bei geschädigtem Gewebe abnimmt. Die ICUAW mit Sarkopenie ist eine Immobilisationsatrophie welche durch Abnahme, Umbau und Funktionsverlust von Muskeln und Nerven gekennzeichnet ist.

Literaturverzeichnis:

- Bostock H, Rothwell JC. Latent addition in motor and sensory fibres of human peripheral nerve. *J Physiol.* 1997 Jan 1;498 (Pt 1):277-94
- Burden, A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(6), 1023-1030.
- Dimitrova, N. A., & Dimitrov, G. V. (2003). Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), 13-36.
- Dumitru, D., Amato, A. A., & Zwarts, M. J. (2002). *Electrodiagnostic Medicine*. Hanley & Belfus.
- Merletti & Farina, *Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications*, 2016
- De Luca, The use of surface electromyography in biomechanics, *J Appl Biomech*, 1997
- Kandel, E. R., Schwartz, J. H., Jessell, T. M., Siegelbaum, S. A., & Hudspeth, A. J. (2021). *Principles of Neural Science* (6th ed.). McGraw-Hill.
- Kimura, J. (2013). *Electrodiagnosis in Diseases of Nerve and Muscle: Principles and Practice*. Oxford University Press.
- Lapicque, L. (1907). Recherches quantitatives sur l'excitation électrique des nerfs traitée comme une polarisation. *J. Physiol. Pathol. Gen.*, 9, 620–635.
- Preston, D. C., & Shapiro, B. E. (2021). *Electromyography and Neuromuscular Disorders: Clinical-Electrophysiologic Correlations*. Elsevier.
- Falck B, Stålberg E. Motor nerve conduction studies: measurement principles and interpretation of findings. *J Clin Neurophysiol.* 1995 May;12(3):254-79.