

Knie J. 2023 · 5:40–47
<https://doi.org/10.1007/s43205-022-00189-1>
Angenommen: 21. November 2022
Online publiziert: 13. Januar 2023
© Der/die Autor(en) 2023

Redaktion
Arthur Praetorius, Duisburg
Christina Valle, Bernau



Differenzierte Analyse des neuronalen Antriebs nach Kniebandverletzungen

Möglichkeiten elektromyographiebasierter Ergänzungsbeurteilungen

Eduard Kurz¹ · René Schwesig¹ · Stefan Pröger² · Karl-Stefan Delank¹ · Thomas Bartels²

¹ Department für Orthopädie, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, Medizinische Fakultät, Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, Halle (Saale), Deutschland

² Zentrum für Gelenkchirurgie, MVZ Sportklinik Halle GmbH, Halle (Saale), Deutschland

In diesem Beitrag

- **Material und Methode**
Probanden • Testablauf • Kraft- und EMG-Parameter
- **Ergebnisse**
Maximalkraft • Muskelfaserleitgeschwindigkeit und Muskelfaserquerschnitt • Relative Muskelaktivität und VM/VL-Aktivierungs-Ratio
- **Diskussion**
Maximalkraft • Muskelfaserleitgeschwindigkeit und Muskelfaserquerschnitt • Relative Muskelaktivität und VM/VL-Aktivierungs-Ratio
- **Schlussfolgerungen**

Zusammenfassung

Hintergrund: Nach einer adäquaten operativen Versorgung von Kniebandverletzungen erfolgt der rehabilitative Prozess – er stellt eine kritische Phase für den späteren Erfolg dar. Neben einer mangelhaften Bewegungsqualität und dem Aktivitätsgrad wurden neuromuskuläre Defizite als kritische Faktoren für Reverletzungen identifiziert.

Fragestellung: Ziel dieser Arbeit war es, anhand der Resultate eines Athleten nach einer schweren Kniegelenkverletzung Kompensationen und Fortschritte innerhalb des Rehabilitationsverlaufs mithilfe von Mehrkanal-Elektromyographie(EMG)-Messungen zu quantifizieren.

Material und Methode: Ein 24 Jahre alter Profifußballer (77 kg, 180 cm) wurde 150, 178 und 226 Tage nach der operativen Versorgung einer Multiligamentverletzung bezüglich der Mm. vastus medialis (VM) und lateralis (VL) mittels Oberflächen-EMG untersucht. Da vergleichbare Analysen vor der Verletzung nicht durchgeführt wurden, werden sowohl Einzelergebnisse und Ergebnisprofile mit Resultaten einer Referenzgruppe sowie der unverletzten Gegenseite verglichen.

Ergebnisse: Neben einer defizitären isometrischen Maximalkraft (MVC) des Streckapparates (76 %) konnte eine reduzierte Aktivität des VM während niedriger Kontraktionsintensitäten (20 und 40 % MVC) beobachtet werden. Weiterhin zeigte sich anhand des VM/VL-Aktivierungs-Ratio ein dysregulierter neuraler Antrieb beider Muskeln auf der operierten Seite.

Schlussfolgerungen: Die reduzierte Aktivität des VM sowie der veränderte neurale Antrieb von VM und VL sind möglicherweise in einer unzureichenden Aktivierbarkeit motorischer Einheiten des VM mit niedrigeren Rekrutierungsschwellen begründet.

Schlüsselwörter

Knie · Muskel · Rehabilitation · Return to sport · Neuromuskuläre Defizite



QR-Code scannen & Beitrag online lesen

Nach schweren Verletzungen oder operativen Eingriffen sollte der Beurteilung des neuromuskulären Apparates mehr Aufmerksamkeit gewidmet werden. Ein Teil der Funktionsbeurteilung kann nur durch Messungen der Muskelaktivität umgesetzt werden. Trotz der alternativen Situation werden elektromyographische (EMG-)Ableitungen bisher nicht standardmäßig durchgeführt und als Kriterien für eine erfolgreiche Wiederherstellung der neuromuskulären Funktion eingesetzt. Gründe sind neben Aufwand und Komplexität u. a. die limitierte Interpretationsmöglichkeit des Informationsgehalts von Einzelmessungen.

Hintergrund
Die Wiederherstellung der integrativen Funktion und Belastbarkeit nach Ver-

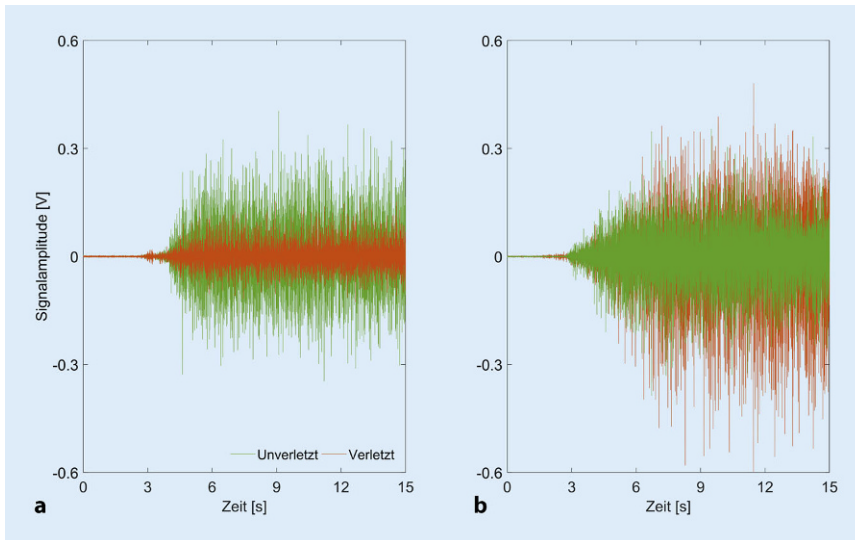


Abb. 1 ▲ Interferenzsignale (1-Kanal-Ableitung) eines Kniegelenkmuskels bei 80 % Maximalkraft zweier Patienten mit Verletzung des vorderen Kreuzbandes mit **a** reduzierter vs. **b** erhöhter Ansteuerung auf der verletzten Seite

Verletzungen des kapsuloligamentären Apparates des Kniegelenks stellt das medizinische und therapeutische Personal vor große Herausforderungen. Verletzungen des Kniebandapparates gehören zu den schwerwiegendsten Verletzungen an der unteren Extremität mit teilweise dramatischen Folgen für Athleten. Nach einer adäquaten operativen Versorgung folgt der rehabilitative Prozess und stellt eine kritische Phase für den späteren Erfolg dar. Der Erfolg wird oft an der Rückkehr zu Belastungen und Tätigkeiten vergleichbar mit denen vor der Verletzung gemessen. Ein weiteres Kriterium für eine erfolgreiche Behandlung von Kniebandverletzungen stellt das Ausbleiben einer Reverletzung dar. Neben der zu frühen Rückkehr zu sportartspezifischen Belastungen, mangelhafter Bewegungsqualität und neuromuskulären Defiziten konnten der Aktivitätsgrad und die funktionelle Bereitschaft als kritische Faktoren für eine wiederholte Ruptur des vorderen Kreuzbands (VKB) identifiziert werden [1]. Die neuromuskulären Einflussfaktoren auf Verletzungen wie Reverletzungen gelten dabei als modifizierbar [2].

Eine Möglichkeit den Funktionszustand des neuromuskulären Systems und somit den Fortschritt und Rehabilitationserfolg nach Kniebandverletzungen direkt zu quantifizieren, bietet die Oberflächenelektromyographie. 1-Kanal-Ableitungen der

Muskelaktivität dienen dazu, das Ausmaß der Aktivität (Intensität), die Abfolge des Zusammenspiels mehrerer Muskeln (Koordination) sowie den Grad der Ermüdung (Signalinhalt des Leistungsspektrums) abzuschätzen. Nach Kniebandverletzungen sind persistierende Einschränkungen der neuronalen Ansteuerung (funktionelle Teilparese) schnellerer Muskeleinheiten des Motoneuronenpools (Summe aller motorische Vorderhornzellen eines Muskels) knieführender Muskeln sowie Kraftdefizite (isometrische und isokinetische) der Kniestrecker gut beschrieben [3–5]. Einzelne Beobachtungen an Leistungssportlern weisen jedoch, abhängig vom Ausmaß der Seitenpräferenz, auch Kraftwerte auf der betroffenen Seite auf, die über denen der nicht betroffenen Seite liegen [6]. Ein niedrigerer Frequenzinhalt des EMG-Leistungsspektrums des M. vastus medialis [3] belegt indirekt eine mögliche Veränderung des Faserspektrums der betroffenen Muskulatur [7]. Jedoch können sich Kompensationen infolge von Verletzungen auf unterschiedlichen Ebenen des neuromuskulären Systems manifestieren. Wenn Muskelermüdung ausgeschlossen werden kann, resultieren höhere EMG-Signalintensitäten wahrscheinlich aufgrund einer Synchronisation der Entladungen aktiver motorischer Einheiten [8]. Insofern stellt die Interpretation des Summensens-

gnals einer Einzelmessung ein großes Problem dar (Abb. 1).

In systematischen Übersichtsarbeiten zur Anwendung der EMG nach VKB-Verletzungen bei aktiven Erwachsenen wurden 13 [9] bzw. 38 [10] Arbeiten eingeschlossen, in denen Muskelaktivitäten während des Gehens oder anderen dynamischen Aktivitäten erfasst wurden. In keiner Studie wurden EMG-Resultate eingesetzt, um die neuromuskuläre Bereitschaft für die Rückkehr zum Sport zu beurteilen [10]. Neben den technischen Herausforderungen und der Variabilität kontinuierlicher Zeitreihen verhindert die Vielzahl möglicher Outcomes und Referenzierungsmethoden den Vergleich der Ergebnisse und die Etablierung von Cut-off- oder Toleranzwerten [10].

» Mehrkanalsysteme erfassen verschiedene Eigenschaften der Ansteuerung eines Muskelareals

Durch die Erfassung mehrerer Kanäle über einem Muskelareal [11] kann die räumliche Verteilung der Aktivität visualisiert werden. Dieser Ansatz konnte in den vergangenen Jahren stetig weiterentwickelt werden. Entsprechend ist man mit verschiedenen Konfigurationen der Mehrkanalsysteme und entsprechenden Algorithmen nunmehr in der Lage, verschiedene Eigenschaften der Ansteuerung eines Muskelareals (Muskel-faserleitgeschwindigkeit, Rekrutierungsschwellen, Entladungsraten sowie Amplituden der Aktionspotenziale einzelner motorischer Einheiten) im Erfassungsgebiet der Elektroden zu identifizieren. Um die Patienten bereits in frühen Phasen der Rehabilitation sicher untersuchen zu können, Defizite zu demaskieren und den Verlauf zu dokumentieren, bietet sich eine isometrische Messanordnung an. Ziel dieser Arbeit war es, anhand der Resultate eines Athleten nach einer schweren Kniegelenkverletzung Kompensationen und Fortschritte innerhalb des Rehabilitationsverlaufs mithilfe von Mehrkanal-EMG-Messungen zu quantifizieren. Da vergleichbare Analysen vor der Verletzung nicht durchgeführt wurden, werden sowohl Einzelergebnisse und Ergebnisprofile mit Resultaten einer Referenzgruppe sowie der unverletzten Gegenseite verglichen.

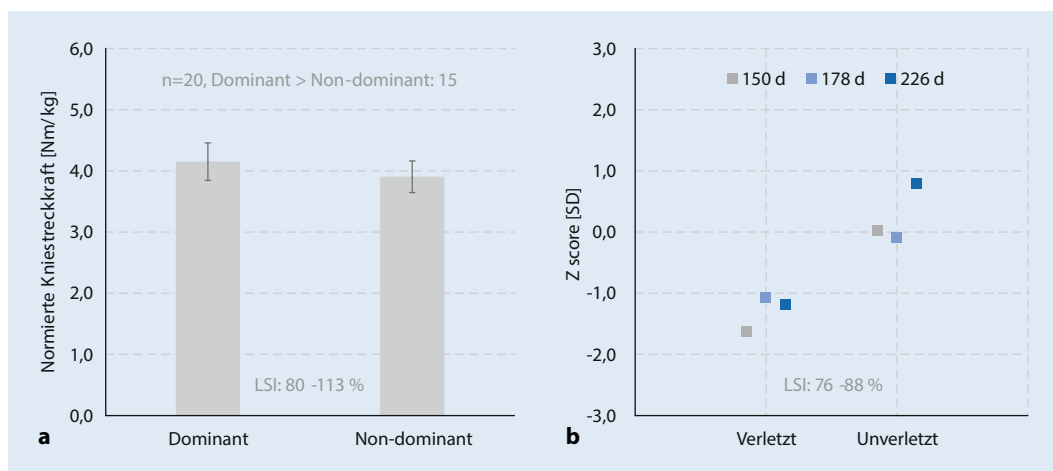


Abb. 2 ◀ Normierte Maximalkräfte der Knieextensoren der Vergleichsgruppe (a). Z-Werte der Maximalkräfte des Sportlers im Verlauf der drei Untersuchungszeitpunkte (b). LSI Limb Symmetry Index

Material und Methode

Probanden

Dargestellt werden Ergebnisse eines 24 Jahre alten Profifußballers (77 kg, 180 cm), der während eines Ligaspiels eine Multiligamentverletzung des linken Kniegelenks erlitt (nichtdominante Seite). Konkret lag eine Komplettruptur des VKB sowie Ruptur der posterolateralen Strukturen und des proximalen Innenbandes vor. Nach einer 6-wöchigen Immobilisierung in 10°-Beugung erfolgte nach 3-wöchiger Mobilisierung die VKB-Rekonstruktion mittels gefvierfacher Semitendinosussehne (Bone-Wedge-Technik, [12]). 226 Tage nach der Operation (3. Messzeitpunkt) absolvierte der Sportler die Funktionstests des VBG(Verwaltungs-Berufsgenossenschaft)-Testprotokolls Return-to-Competition erfolgreich und ohne jedwede Einschränkungen.

Daten der dominanten Seite von 20 unverletzten Profifußballern (Alter: 18–29 Jahre, Body-Mass-Index [BMI]: 20–25 kg/m²) dienen als Vergleichswerte. Des Weiteren wurden 11 Fußballspieler (21–33 Jahre, BMI: 23–26 kg/m²) aus einer Datenbank ausgewählt, die nach der Primärversorgung eine wiederholte Ruptur des VKB erlitten haben. Für die Beurteilung des geschätzten Muskelfaserquerschnitts dienten zytophotometrische Analysen der Muskelbiopsien des M. vastus medialis der verletzten Seite dieser Sportler [13] vor deren Rehabilitation.

Testablauf

Der Sportler wurde 150, 178 und 226 Tage nach der Operation untersucht. Die Faserverläufe und die Lokalisation der Innervationszonen des M. vastus medialis (VM) und lateralis (VL) wurde zu Beginn mit einer 16-Kanal-Trockenelektrode (SA16/10) nach standardisierter Vorbereitung der Hautoberfläche geprüft. Zu jedem Messzeitpunkt wurde unter simultaner monopolarer Erfassung des EMG (4-Kanal-Array, Elsch004; EMG-USB2+, OT Bioelettronica) distal der Innervationszone (Abb. 3) zunächst die Maximalkraft (MVC, SM-2000 N, Interfaceforce) gemessen. Anschließend folgten Messungen mit 20, 40, 60 und 80 % der MVC.

Kraft- und EMG-Parameter

Die Maximalkraftwerte wurden auf die Unterschenkelhöhe und das Körpergewicht der Sportler normiert. Das Ausmaß der Seitensymmetrie (Limb Symmetry Index, LSI) wurde berechnet (Unverletzte: LSI = 100 × nichtdominant/dominant, Patient: LSI = 100 × verletzt/nicht verletzt).

Von den Rohsignalen des linearen Arrays wurden die Muskelfaserleitgeschwindigkeit (MFCV, [14, 15]), und die Signalamplitude („root mean square“, RMS) bei allen Intensitäten bestimmt. Anhand der „globalen“ MFCV wurde der mittlere Faserquerschnitt der Muskelfasern geschätzt [16]. Der Muskelfaserquerschnitt des VM wurde mit gemessenen Werten an 11 Fußballspielern nach wiederholter ipsilateraler VKB-Ruptur verglichen. Die RMS-Werte wurden auf die Signalintensitäten

während der MVC-Messung normiert. Die Muskelfaserleitgeschwindigkeiten und die normierten Signalamplituden wurden verwendet, um über die Kontraktionsintensitäten Verlaufprofile der MFCV-Kraft- bzw. Amplituden-Kraft-Zusammenhänge zu erstellen. Die erzielten Maximalkraftwerte, MFCV-Werte und normierten Amplituden des Sportlers werden als standardisierte Werte (Z score) in Standardabweichungen („standard deviation“, SD) vom Mittelwert (M) der Mannschaft angegeben ($z = [\text{Wert des Sportlers} - M \text{ der Mannschaft}] / SD \text{ der Mannschaft}$). Das Aktivierungs-Ratio zwischen VM und VL wurde aus den normierten Signalamplituden berechnet ($AR = VM / [VM + VL]$) und spiegelt das Verhältnis des neuronalen Antriebs zwischen beiden Muskeln wider [17]. Ein VM/VL-Aktivierungs-Ratio von 0,5 spiegelt einen gleichverteilten neuronalen Antrieb zwischen beiden Muskeln wider. Bei Werten <0,5 überwiegt der neurale Antrieb des VL gegenüber dem VM.

Ergebnisse

Maximalkraft

Unabhängig von der präferierten Seite erzielten die untersuchten Profifußballer Drehmomente zwischen dem 3- und 5-fachen ihres Körpergewichts. Die Werte auf der operierten Seite des Rehabilitanden blieben stets außerhalb einer Standardabweichung des Teams (Abb. 2). Auf seiner unverletzten Seite verbesserte sich der Sportler nach der 2. Messung deutlich. Die Seitendifferenz konnte nach der 1. Messung auf einen LSI von 88% verringert

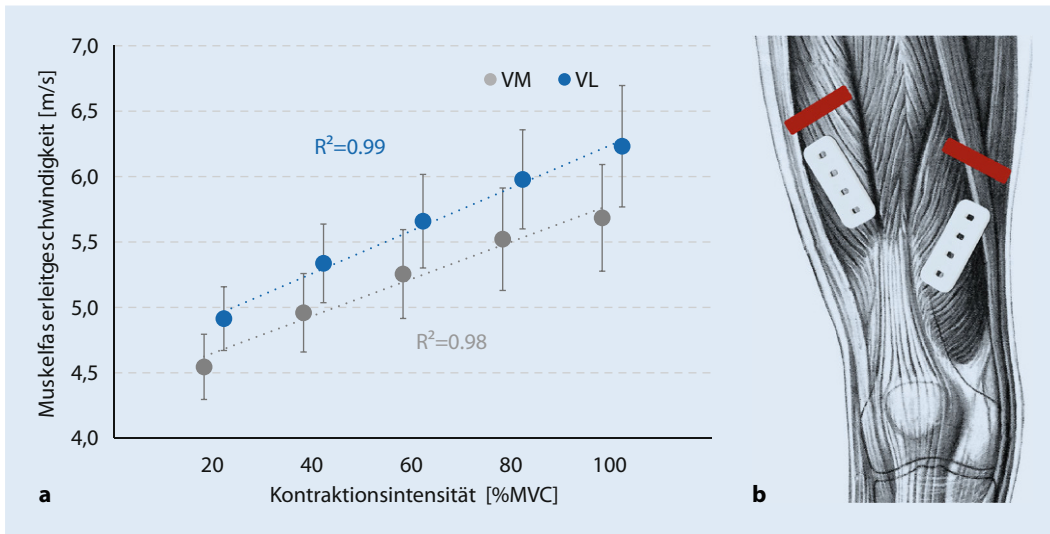


Abb. 3 ◀ **a** Muskelfaserleitgeschwindigkeiten (Mittelwerte mit 95 %-Konfidenzintervallen) des M. vastus medialis (VM) und M. vastus lateralis (VL) auf der dominanten Seite der Mannschaft ($n = 20$); **b** schematische Darstellung der Platzierung der Streifenelektroden distal der identifizierten Innervationszone. MVC Maximalkraft

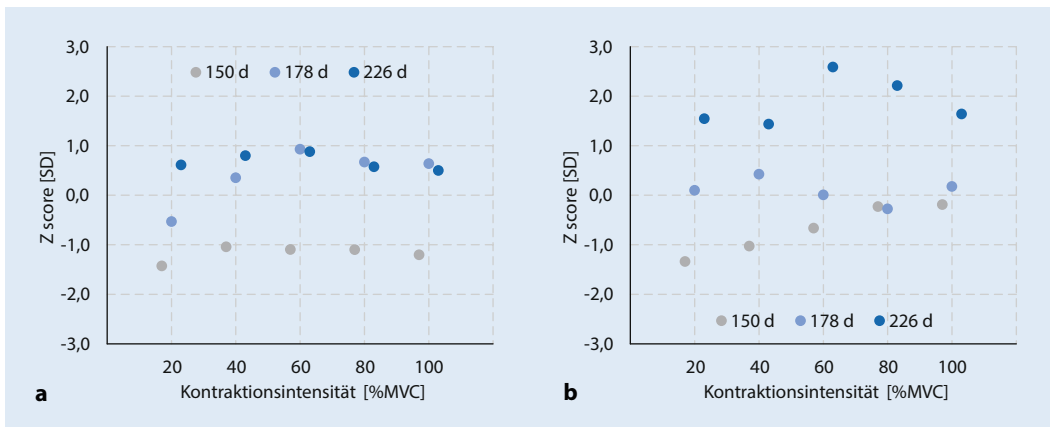


Abb. 4 ◀ Z-Werte der Muskelfaserleitgeschwindigkeiten des Sportlers im Verlauf der drei Untersuchungen während unterschiedlicher Kontraktionsintensitäten. **a** M. vastus medialis (VM), **b** M. vastus lateralis (VL)

werden und nahm nach der 2. Messung erneut zu.

Muskelfaserleitgeschwindigkeit und Muskelfaserquerschnitt

Die MFCV wies für beide Muskeln einen linearen Geschwindigkeits-Kraft-Zusammenhang auf ($R^2: 0,9-1,0$) und war während allen Kontraktionsintensitäten beim VL höher als beim VM (▣ **Abb. 3**). Der Sportler erreichte während der 1. Messung (150 Tage nach der Operation) mit dem VM der operierten Seite zwischen 80 und 84% der MFCV des Gruppenmittelwertes. Die MFCV des VL waren während der 1. Messung noch unterhalb des Gruppenmittelwertes (85–97%) und konnten zur 3. Messung (226 Tage nach der Operation) auf zwischen 118 und 137% gesteigert werden.

Die MFCV-Werte beider Muskeln des Sportlers waren während der 1. Untersu-

chung geringer als auf seiner unverletzten Gegenseite. Zur 2. Untersuchung glichen sich die MFVC-Werte des VM denen des VM der Gegenseite an, während die des VL hinter denen der Gegenseite blieben. Zur 3. Untersuchung wiesen beide Muskeln auf der operierten Seite höhere MFVC-Werte als auf der dominanten und unverletzten Gegenseite auf. Die Z-transformierten Werte der MFCV-Resultate des Sportlers bei den unterschiedlichen Kontraktionsintensitäten sind in der **Abb. 4** dargestellt.

Die anhand der mittleren MFCV des Sportlers geschätzten mittleren Faserdurchmesser des VM betragen zu den drei Untersuchungen 67, 92 und 95 μm und wurden den muskelbiopsischen Ergebnissen von 11 Fußballspielern (Typ II Fasern: 50–114 μm , 58%) nach Ruptur des VKB gegenübergestellt (▣ **Abb. 5**).

Relative Muskelaktivität und VM/VL-Aktivierungs-Ratio

Die normierte Signalamplitude beider Muskeln wies bei der Gruppe der unverletzten Profifußballer einen nahezu perfekten linearen Amplituden-Kraft-Zusammenhang auf ($R^2 > 0,99$). Der Vergleich der relativen Muskelaktivität des Sportlers mit den mittleren Werten der Mannschaft zeigte, dass zu allen drei Messzeitpunkten beide Muskeln lediglich bei 80% der MVC adäquat aktiviert wurden (▣ **Abb. 6**). Ein deutliches Defizit ist zur 3. Messung noch für den VM in den beiden niedrigen Intensitätsstufen zu verzeichnen.

Im Mittel wies der Patient hinsichtlich der Seitensymmetrie der Muskelaktivität zum 3. Messzeitpunkt für den VMLSI-Werte zwischen 76 und 97% auf. Für den VL hingegen lagen die LSI-Werte zwischen 102 und 117%. Während der VM der operierten Seite eine geringere Aktivität aufwies,

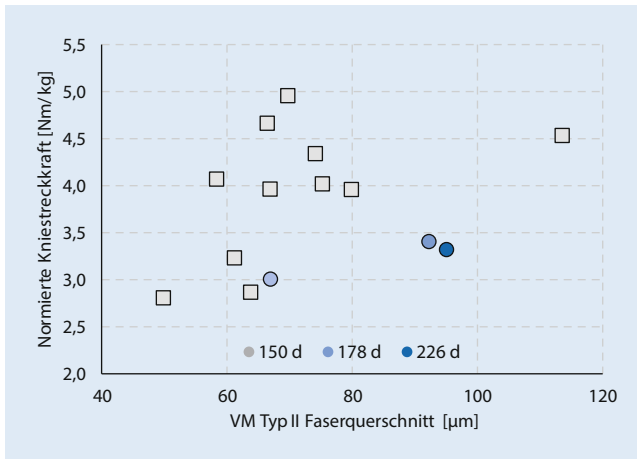


Abb. 5 ◀ Zusammenhang des Querschnitts der Typ-II-Fasern des M. vastus medialis (VM) mit den gemessenen Maximalkräften der Knieextensoren bei 11 Fußballspielern (*Quadrate*) nach wiederholter Ruptur des vorderen Kreuzbandes und des Sportlers im Verlauf der drei Untersuchungen (*Kreise*)

war die Aktivität des VL auf der operierten Seite gegenüber der unverletzten Gegenseite erhöht.

Das Profil der VM/VL-Aktivierungs-Ratio der Fußballmannschaft belegt einen nicht-uniformen neuronalen Antrieb beider Muskeln zugunsten des VL (■ **Abb. 7**). Dieser war bei niedrigen Kontraktionsintensitäten deutlich ausgeprägter und lag bei 20% MVC zwischen 0,37 und 0,56. Während der 1. Untersuchung (150 Tage nach der Operation) konnte beim Sportler während der mittleren Kontraktionsintensitäten ein verstärkter neuraler Antrieb des VM belegt werden. Zur 3. Untersuchung (226 Tage nach der Operation) fiel die VM/VL-Aktivierungs-Ratio jeweils bei 20 bzw. 40% MVC auf 0,36 bzw. 0,41 ab.

Diskussion

Nach einer erlittenen Multiligamentverletzung, VKB-Rekonstruktion und Rehabilitation hat der Sportler 7,5 Monate nach der Operation alle motorischen Funktions- und Belastungstests erfolgreich absolviert. Dennoch konnten teilweise deutliche Kompensationen in der neuromuskulären Ansteuerung nachgewiesen werden.

Maximalkraft

Die gemessenen Maximalkraftwerte sind vergleichbar mit den Resultaten an Profifußballern anderer Arbeitsgruppen [18]. Zum letzten Messzeitpunkt wies der Sportler auf der verletzten Seite ein Defizit von 1 Nm/kg (LSI: 76%) im Vergleich zur nicht-verletzten Seite auf. Zu keinem Untersuchungszeitpunkt war das Defizit größer.

Dies ist vor allem auf die deutliche Zunahme der Kniestreckkraft der nichtverletzten Seite (40 Nm, 13%) zurückzuführen. Nach dem Implementieren intensiverer Krafttrainingsinhalte etwa 5 bis 6 Monate nach der Operation sind Anpassungen erst nach ca. 8 Wochen zu erwarten [19]. Die unverletzte Seite entsprach der dominanten Seite des Sportlers, was zusätzlich zur Erhöhung des Seitenunterschieds beigetragen haben könnte. Die Reduktion der Maximalkraft um 6,5 Nm (2,5%) auf der verletzten Seite vom 2. zum 3. Untersuchungszeitpunkt lag im potenziellen Messfehlerbereich für isometrische Messungen (25 Nm, [20]) und entsprach somit keiner relevanten Änderung. Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass es auf der operierten Seite möglicherweise länger dauert, bevor messbare Anpassungen auftreten. Hinsichtlich der Maximalkrftergebnisse muss die Rehabilitation als noch nicht abgeschlossen bewertet werden.

Muskelfaserleitgeschwindigkeit und Muskelfaserquerschnitt

Die Geschwindigkeit, mit der sich Aktionspotenziale entlang der Muskelfasermembran ausbreiten (MFCV), kann als Surrogat für das Größenordnungsprinzip angesehen werden [21]. Während die Eigenschaften der Muskelfasern primär durch deren Motoneurone bestimmt werden [22–24], stellt der Muskelfaserquerschnitt einen wesentlichen Einflussfaktor auf die MFCV dar [25]. Die gemessenen MFCV-Werte sind mit denen aktiver erwachsener Männer vergleichbar [26, 27]. Die höheren MFCV-Werte des VL spiegeln wahrscheinlich

dessen höheren Anteile von Typ-II-Fasern (67%) verglichen mit dem VM (56%) wider [28]. Des Weiteren wurde ein starker Zusammenhang zwischen den Rekrutierungsschwellen motorischer Einheiten und den Muskelfaserleitgeschwindigkeiten der Aktionspotenziale der motorischen Einheiten nachgewiesen [16]. Wenn höhere Intensitäten aufgebracht werden müssen, werden größere Muskelfasern mit höheren Rekrutierungsschwellen aktiviert. Diese sind durch eine höhere MFCV charakterisiert als kleinere Muskelfasern mit geringeren Rekrutierungsschwellen.

» Über die MFCV kann die Faserzusammensetzung nichtinvasiv geschätzt werden

Der Zusammenhang zwischen MFCV und dem Querschnitt der Muskelfaser ist linear und weitestgehend unabhängig von der Pathologie [29]. Über die MFCV kann die Faserzusammensetzung nichtinvasiv geschätzt werden [16, 30]. Die geschätzten Muskelfaserquerschnitte des VM scheinen plausibel und ordnen sich in den Wertebereich der muskelbiptischen Ergebnisse ein. Dass durch Krafttraining die Muskelfaserleitgeschwindigkeit größerer motorischer Einheiten erhöht wird [31], erklärt die deutlichere Zunahme der MFCV des VL im Verlauf der drei Untersuchungstermine.

Die beschriebene volumetrisch-numerische Typ-II-Faseratrophie des VM [32–34] oder VL [7] nach Verletzungen oder Erkrankungen des Kniegelenks konnten die Ergebnisse unserer Untersuchungen an insgesamt 20 Fußballspielern nach wiederholter ipsilateraler VKB-Ruptur nicht bestätigen [13]. Vermutlich sind Einflüsse wie Dauer der Immobilisation und Reduktion des Aktivitätslevels verantwortlich für die beschriebene Faseratrophie des VM. Insgesamt deuten die MFCV-Ergebnisse des Sportlers auf eine vergleichbare Muskelfunktion hin, die für den VL sogar ausgeprägter ist als die des Mannschaftsdurchschnitts.

Relative Muskelaktivität und VM/VL-Aktivierungs-Ratio

Die Aktionspotenziale der Motoneurone werden durch die Muskeleinheit in eine Zeitreihe von Aktionspotenzialen der

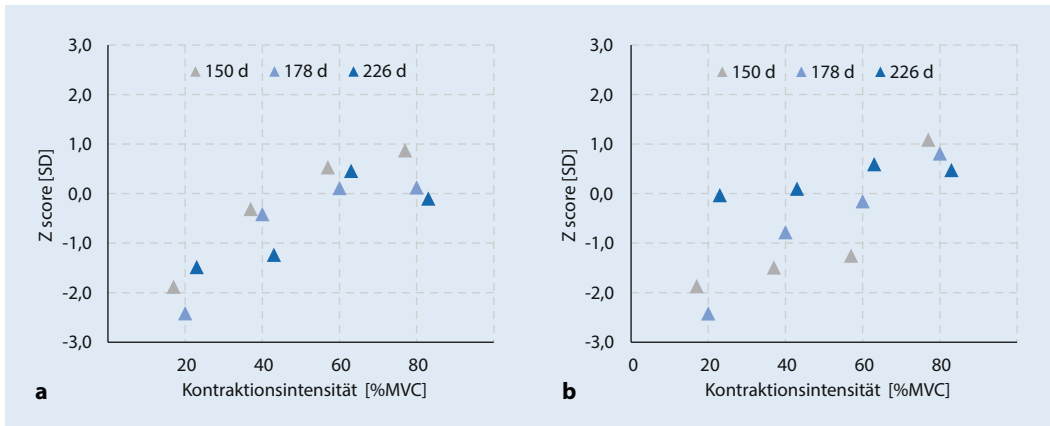


Abb. 6 ◀ Profile der normierten Signalamplituden **a** des M. vastus medialis (VM) und **b** des M. vastus lateralis (VL) des Sportlers im Verlauf der drei Untersuchungen

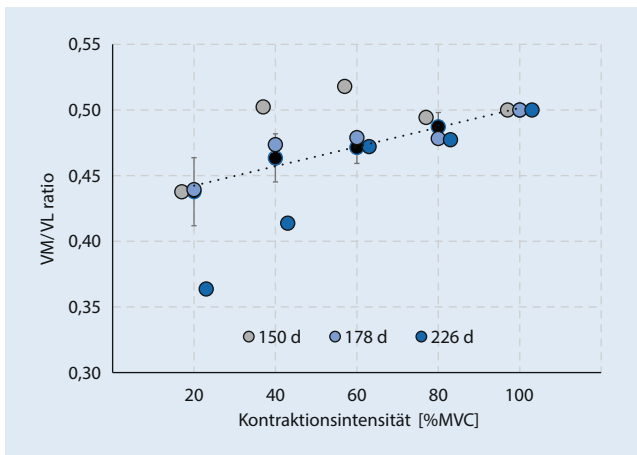


Abb. 7 ◀ Verlaufsprofil der VM/VL-Aktivierungs-Ratio zwischen M. vastus medialis (VM) und M. vastus lateralis (VL) der Mannschaft ($n = 20$; $R^2 = 0,97$) mit den individuellen Werten des Sportlers über die Messzeitpunkte

motorischen Einheit transformiert. Die Summe der Aktionspotenziale aller motorischen Einheiten im Erfassungsfeld der Elektroden entspricht dem aufgezeichneten Mischsignal des Oberflächen-EMG. Dabei stellt die Signalamplitude eine grobe Schätzung der neuralen Erregung des Muskels dar. Die relative Muskelaktivität des Sportlers insbesondere des VM deutet auf ein noch ausgeprägtes Aktivierungsdefizit in den beiden niedrigen Intensitätsstufen hin. Nach der Rekrutierungsordnung (hierarchische bzw. kraftabgestufte Mischung gleichzeitig aktiver Muskeleinheiten, [35]) werden kleine motorische Einheiten mit niedrigen Rekrutierungsschwellen zuerst aktiviert. Der neurale Antrieb bei der Intensität von 20 und 40% der MVC resultiert in einer relativ niedrigen Intensität (Werte außerhalb einer SD der Mittelwerte der Vergleichsgruppe). Eine reduzierte Information aus den Muskelspindeln, eine erhöhte reziproken Hemmung (Antagonist) oder eine verstärkte Hemmung der Interneurone (Renshaw-Hemmung)

könnten Gründe für dieses Verhalten sein [36, 37]. Bei ermüdenden Anforderungen könnte dies in einem verfrühten kontraktilem Versagen der Arbeitsmuskulatur resultieren. Im Seitenvergleich wird deutlich, dass der VL die Aktivität des VM kompensiert.

» Durch Verlaufsprofile der VM/VL-Aktivierung lassen sich neuromuskuläre Anpassungen darstellen

Für die horizontale Führung der Patella während der Knieextension agieren VM und VL funktionell als Autoantagonisten. Eine dysregulierte Führung der Patella konnte bei Patienten mit patellofemorale Schmerzen mit einem veränderten Aktivierungsverhalten von VM und VL assoziiert werden [38]. Der direkte Vergleich der Aktivität beider Muskeln weist einen nichtuniformen neuralen Antrieb auf [17], welcher auch auf Profifußballer zutrifft. Die Ergebnisse des VM/VL-Aktivie-

rungs-Ratio des Sportlers bestätigen auf intraindividuelle Ebene die interindividuell auffällige relative Muskelaktivierung. Im Vergleich der ersten (5 Monate nach der Operation) mit der letzten Untersuchung (7,5 Monate nach der Operation) wies der Sportler ein nahezu gegensätzliches Verhalten des Verlaufsprofils des VM/VL-Aktivierungs-Ratio auf. Während der Sportler zu Beginn die submaximalen Intensitäten mit einer erhöhten Aktivität des VM realisierte, kompensiert er später die Anforderungen der niedrigen Intensitäten vermehrt über die Aktivierung des VL. Dieser dysregulierte neurale Antrieb beider Muskeln ist möglicherweise in einer unzureichenden Aktivierbarkeit motorischer Einheiten des VM mit niedrigeren Rekrutierungsschwellen begründet.

Schlussfolgerungen

Im Rehabilitationsverlauf finden Anpassungen an Krafttrainingsinterventionen früher (neural) und später (morphologisch) statt. Durch Aktivierungsprofile (RMS) und Profile der Muskelfaserleitungsgeschwindigkeit (MFCV) lassen sich mithilfe von Array-Ableitungen die Erregbarkeit und die Leitfähigkeit eines Muskels differenziert beurteilen. Im vorgestellten Fall konnte eine noch defizitäre Maximalkraftentwicklung sowie eine noch nicht adäquat wiederhergestellte neuromuskuläre Aktivierung in den niedrigen Intensitätsbereichen belegt werden.

Fazit für die Praxis

- Durch isometrische Messungen lässt sich die neuromuskuläre Ansteuerung bereits

in frühen Phasen der Rehabilitation erfassen.

- Die Muskelfaserleitgeschwindigkeit scheint ein wesentlicher Parameter für die Beurteilung der neuromuskulären Leistungsfähigkeit zu sein.
- Mithilfe von Verlaufsprofilen können neuromuskuläre Anpassungen in Abhängigkeit von der Kontraktionsintensität differenziert beurteilt werden.
- Zusätzlich zum Vergleich mit der unverletzten Gegenseite sollte die neuromuskuläre Leistungsfähigkeit sportart- bzw. disziplinspezifisch referenziert werden.

Korrespondenzadresse



Dr. Eduard Kurz

Department für Orthopädie, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, Medizinische Fakultät, Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
Ernst-Grube-Str. 40, 06120 Halle (Saale), Deutschland
eduard.kurz@uk-halle.de

Einhaltung ethischer Richtlinien

Interessenkonflikt. E. Kurz, R. Schwesig, S. Pröger, K.-S. Delank und T. Bartels geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Alle Methoden, Protokolle und Untersuchungen, die in diesem Beitrag vorgestellt werden, wurden mit Zustimmung der zuständigen Ethik-Kommission durchgeführt und entsprechen den Richtlinien der Deklaration von Helsinki von 1975 (in der aktuellen, überarbeiteten Fassung).

Open Access. Dieser Artikel wird unter der Creative Commons Namensnennung 4.0 International Lizenz veröffentlicht, welche die Nutzung, Vervielfältigung, Bearbeitung, Verbreitung und Wiedergabe in jeglichem Medium und Format erlaubt, sofern Sie den/die ursprünglichen Autor(en) und die Quelle ordnungsgemäß nennen, einen Link zur Creative Commons Lizenz beifügen und angeben, ob Änderungen vorgenommen wurden.

Die in diesem Artikel enthaltenen Bilder und sonstiges Drittmaterial unterliegen ebenfalls der genannten Creative Commons Lizenz, sofern sich aus der Abbildungslegende nichts anderes ergibt. Sofern das betreffende Material nicht unter der genannten Creative

Commons Lizenz steht und die betreffende Handlung nicht nach gesetzlichen Vorschriften erlaubt ist, ist für die oben aufgeführten Weiterverwendungen des Materials die Einwilligung des jeweiligen Rechteinhabers einzuholen.

Weitere Details zur Lizenz entnehmen Sie bitte der Lizenzinformation auf <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/deed.de>.

Literatur

1. Grindem H, Engebretsen L, Axe M, Snyder-Mackler L, Risberg MA (2020) Activity and functional readiness, not age, are the critical factors for second anterior cruciate ligament injury—the Delaware-Oslo ACL cohort study. *Br J Sports Med* 54:1099–1102
2. Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lazaro-Haro C, Cugat R (2009) Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 17:705–729
3. Freiwald J, Jäger A, Starker M (1993) EMG-gestützte Funktionsanalyse im Rahmen einer Nachuntersuchung nach arthroskopisch versorgten vorderen Kreuzbandverletzungen. *Sportverletz Sportschaden* 7:122–128
4. Laube W, Kibittel W, Schreiter W, Schreiter J, Jelinek W (1987) Zur Möglichkeit der neurophysiologischen Charakterisierung des M. quadr. fem. sowie der Diagnostik seines aktuellen funktionellen Zustandes mit Hilfe der Methodenkombination Stimulationsmyographie/Mechanographie. *Med Sport* 27:72–77
5. Laube W (2000) Die funktionellen Störungen im sensomotorischen System infolge struktureller Veränderungen im afferenten Teil nach Gelenkverletzungen (ACL) oder degenerativer Erkrankung (TEP des Hüftgelenkes) und der sensomotorische Stereotyp der Hüftgelenkextension bei klinisch gesunden Personen und low back pain Patienten als pathogenetischer Faktor. In: Jerosch J (ed) *Sensomotorik 2000. Aktuelle Aspekte zur Sensomotorik und Propriozeption in Forschung, Klinik und Praxis*. Prosympos Eigenverlag, Essen, pp 9–26
6. Bartels T, Schwesig R, Brehme K, Pyschik M, Pröger S, Laube W, Kurz E (2022) Beurteilung des neuromuskulären Funktionszustands bei Berufssportlern. *Arthroscopie* 35:293–299
7. Leszczynski EC, Kuenze C, Brazier B, Visker J, Ferguson DP (2021) The effect of ACL reconstruction on involved and contralateral limb vastus lateralis morphology and histology: a pilot study. *J Knee Surg* 34:533–537
8. Yao W, Fuglevand AJ, Enoka RM (2000) Motor-unit synchronization increases EMG amplitude and decreases force steadiness of simulated contractions. *J Neurophysiol* 83:441–452
9. Shanbehzadeh S, Mohseni Bandpei MA, Ehsani F (2017) Knee muscle activity during gait in patients with anterior cruciate ligament injury: a systematic review of electromyographic studies. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 25:1432–1442
10. Blasimann A, Koenig I, Baert I, Baur H, Vissers D (2021) Which assessments are used to analyze neuromuscular control by electromyography after an anterior cruciate ligament injury to determine readiness to return to sports? A systematic review. *BMC Sports Sci Med Rehabil* 13:142
11. Scholle HC, Schumann NP, Anders C, Mey E (1992) Quantitative topographische Kennzeichnung

myoelektrischer Aktivitätsverteilungen des M. masseter: Mapping spektraler EMG-Parameter. *EEG EMG Z Elektroenzephalogr Elektromyogr Verwandte Geb* 23:115–120

12. Weiler A, Richter M, Schmidmaier G, Kandziora F, Südkamp NP (2001) The EndoPearl device increases fixation strength and eliminates construct slippage of hamstring tendon grafts with interference screw fixation. *Arthroscopy* 17:353–359
13. Kurz E, Schwesig R, Pröger S, Delank KS, Stoltenburg-Didinger G, Bartels T (2020) Morphometric and activation characteristics of the vastus medialis muscle after ACL graft re-tear. In: Watanabe K (Hrsg) *Abstracts of the virtual congress of the international society of electrophysiology and kinesiology ISEK, Nagoya, 12–14 July 2020*, 562–63
14. Farina D, Muhammad W, Fortunato E, Meste O, Merletti R, Rix H (2001) Estimation of single motor unit conduction velocity from surface electromyogram signals detected with linear electrode arrays. *Med Biol Eng Comput* 39:225–236
15. Merletti R, Farina D, Gazzoni M, Merlo A, Ossola P, Rainoldi A (2001) Surface electromyography: a window on the muscle, a glimpse on the central nervous system. *Eur Med Phys* 37:57–68
16. Del Vecchio A, Negro F, Felici F, Farina D (2018) Distribution of muscle fibre conduction velocity for representative samples of motor units in the full recruitment range of the tibialis anterior muscle. *Acta Physiol* 222:1–9
17. Hug F, Goupille C, Baum D, Raiteri BJ, Hodges PW, Tucker K (2015) Nature of the coupling between neural drive and force-generating capacity in the human quadriceps muscle. *Proc Biol Sci* 282:20151908
18. Zebis MK, Andersen LL, Ellingsgaard H, Aagaard P (2011) Rapid hamstring/quadriceps force capacity in male vs. female elite soccer players. *J Strength Cond Res* 25:1989–1993
19. Häkkinen K, Newton RU, Gordon SE et al (1998) Changes in muscle morphology, electromyographic activity, and force production characteristics during progressive strength training in young and older men. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 53:B415–423
20. Kean CO, Birmingham TB, Garland SJ, Bryant DM, Giffin JR (2010) Minimal detectable change in quadriceps strength and voluntary muscle activation in patients with knee osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil* 91:1447–1451
21. Andreassen S, Arendt-Nielsen L (1987) Muscle fibre conduction velocity in motor units of the human anterior tibial muscle: a new size principle parameter. *J Physiol* 391:561–571
22. Buller AJ, Eccles JC, Eccles RM (1960) Interactions between motoneurons and muscles in respect of the characteristic speeds of their responses. *J Physiol* 150:417–439
23. Salmons S, Vrbova G (1969) The influence of activity on some contractile characteristics of mammalian fast and slow muscles. *J Physiol* 201:535–549
24. Schiaffino S, Reggiani C (2011) Fiber types in mammalian skeletal muscles. *Physiol Rev* 91:1447–1531
25. Gechev AG, Ilieva EM, Marinkev MD, Hadjigeorgiev GH (2004) Diagnostic value of the muscle fiber conduction velocity for evaluation of muscle hypotrophy. *Folia Med (Plovdiv)* 46:41–46
26. Martinez-Valdes E, Laine CM, Falla D, Mayer F, Farina D (2016) High-density surface electromyography provides reliable estimates of motor unit behavior. *Clin Neurophysiol* 127:2534–2541
27. Spairani L, Barbero M, Cescon C et al (2012) An electromyographic study of the vastii muscles

- during open and closed kinetic chain submaximal isometric exercises. *Int J Sports Phys Ther* 7:617–626
28. Johnson MA, Polgar J, Weightman D, Appleton D (1973) Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. *J Neurol Sci* 18:111–129
 29. Blijham PJ, ter Laak HJ, Schelhaas HJ, van Engelen BGM, Stegeman DF, Zwarts MJ (2006) Relation between muscle fiber conduction velocity and fiber size in neuromuscular disorders. *J Appl Physiol* 100:1837–1841
 30. Houtman CJ, Stegeman DF, Van Dijk JP, Zwarts MJ (2003) Changes in muscle fiber conduction velocity indicate recruitment of distinct motor unit populations. *J Appl Physiol* 95:1045–1054
 31. Casolo A, Farina D, Falla D, Bazzucchi I, Felici F, Del Vecchio A (2020) Strength training increases conduction velocity of high-threshold motor units. *Med Sci Sports Exerc* 52:955–967
 32. Baugher WH, Warren RF, Marshall JL, Joseph A (1984) Quadriceps atrophy in the anterior cruciate insufficient knee. *Am J Sports Med* 12:192–195
 33. Dippold A, Thomas M (1997) Die Therapie von Muskeldysbalancen unter besonderer Berücksichtigung von muskelbiptischer Befunde am Modell des Kniegelenks. In: Zichner L, Engelhardt M, Freiwald J (Hrsg) Neuromuskuläre Dysbalancen. Novartis, Wehr, S 93–108
 34. Ziegen J, Dippold H (1985) Charakteristische morphologische Veränderungen des M. vastus medialis bei Gonarthrose (gonarthromuskuläres Gewebemuster). *Beitr Orthop Traumatol* 32:26–29
 35. Henneman E, Mendell LM (2011) Functional organization of motoneuron pool and its inputs. In: Pollock DM (Hrsg) Comprehensive physiology, supplement 2: handbook of physiology, the nervous system, motor control. Wiley & Sons, S 423–507
 36. Fuglevand AJ, Enoka RM (1993) Fatigue-related impairment of neural drive to muscle. In: Sargeant AJ, Kernell D (Hrsg) Neuromuscular fatigue. Royal Netherlands Academy of Arts and Sciences, Amsterdam, S 167–168
 37. Semmler JG, Enoka RM (2000) Neural contributions to changes in muscle strength. In: Zatsiorsky VM (Hrsg) Biomechanics in sport: performance improvement and injury prevention. Blackwell Science, Oxford, S 3–20
 38. Pal S, Besier TF, Draper CE, Fredericson M, Gold GE, Beaupre GS, Delp SL (2012) Patellar tilt correlates with vastus lateralis: vastus medialis activation ratio in maltracking patellofemoral pain patients. *J Orthop Res* 30:927–933

Analysis of neural drive after knee ligament injuries. Possibilities of electromyography-based assessment

Background: After adequate surgical treatment of knee ligament injuries, the rehabilitative process represents a critical phase for later success. In addition to poor movement quality and the level of activity, neuromuscular deficits have been identified as critical factors for re-injury.

Objectives: The aim of this study was to use the results of an athlete after a severe knee injury to quantify compensation and progress during the course of rehabilitation using multichannel electromyography (EMG) measurements.

Materials and methods: The vastus medialis (VM) and lateralis (VL) muscles of a 24-year old professional soccer player (77 kg, 180 cm) were assessed using surface EMG 150, 178, and 226 days after surgical treatment of a multiligament injury. Since comparable analyses were not performed before the injury, both individual results and result profiles are compared with results from a reference group and the uninjured contralateral side.

Results: In addition to reduced isometric maximum voluntary strength (MVC) of the knee extensors (76%), reduced activity of the VM during low contraction intensities (20 and 40% MVC) was observed. Furthermore, the VM/VL activation ratio showed a dysregulated neural drive of both muscles on the operated side.

Conclusions: The reduced activity of the VM and the altered neural drive of the VM and VL may be due to an insufficient ability to activate motor units of the VM with lower recruitment thresholds.

Keywords

Knee · Muscle · Rehabilitation · Return to sport · Neuromuscular deficits