

V. von Tscherner¹, B. Göpfert², D. Wirz², N. F. Friederich³

Analyse der Veränderungen von Wavelet-transformierten elektromyographischen Signalen, wie sie beim Tragen einer Kniebandage entstehen

Analysis of Wavelet Transformed Electromyographic Signals that were Altered by Wearing a Knee Brace

¹Human Performance Laboratory, Faculty of Kinesiology, The University of Calgary, Calgary, Alberta, Canada

²Labor für Orthopädische Biomechanik, Universität Basel, Felix Platter-Spital Basel, Schweiz

³Dept. Orthopaedic Surgery, Kantonsspital Bruderholz, Bruderholz Switzerland

Schlüsselwörter: Elektromyographie, Wavelet-Analyse, Bilderkennung, Muskeln, Ganganalyse

Key words: Electromyogram – Wavelet analysis – Intensity pattern – Muscle – Kinesiology

Der Vergleich von diversen Elektromyogrammen stellt eine wesentliche Anforderung an die Datenanalyse dar. Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, eine Methode mit geringem mathematischem Aufwand vorzustellen, mit der kleine Veränderungen am Bewegungsapparat durch Auswertung des EMG-Signals einfach und mit einer hohen Sensitivität ermittelt und dargestellt werden können. Die Wavelet-transformierten Elektromyogramme bilden Intensitätsbilder, die in einem Bildraum als Punkte dargestellt werden können. Die Distanzanalyse der Bildpunkte im Bildraum erlaubt es festzustellen, ob zwei Gruppen von Elektromyogrammen – im vorliegenden Falle diejenigen, die beim Gehen mit und ohne Kniebandage gemessen wurden – sich im Mittel signifikant unterscheiden. Die Methode definiert eine Distanz-Winkel-Darstellung und Differenz-Intensitätsbilder, die es erlauben, die Auftrennung optisch zu beurteilen. Es ist zu erwarten, daß bei größeren Interventionen die Unterschiede deutlicher erscheinen werden.

The comparison of electromyograms represents a challenge for data analysis. The aim of the project was to present a method that uses a minimal computational effort to resolve small but significant changes in the muscular activity that occur while walking with and without a knee brace. The wavelet transformed electromyograms were represented as intensity patterns that resolve the power of the signal in time and frequency. The intensity pattern of each electromyogram defines single points in a pattern space. The distance between these points in pattern space were used to detect and show the separation between the groups of electromyograms that were recorded while walking with and without a knee brace. The method proposes a distance versus angle representation to visually discriminate the intensity patterns. Once it has been shown that the differences are statistically significant, one can visualize the result in a difference intensity pattern that indicates at what time and at what frequency the electromyograms vary between the two conditions tested. It is to be expected that interventions that are more intrusive than a knee brace will reveal even more distinct differences.

1 Einführung

Die Analyse von mit bipolaren Oberflächen-Elektroden abgeleiteten elektromyographischen Signalen (EMG-Signale) wurde mehrfach beschrieben [1, 6]. Meist kommt eine der folgenden Methoden zur Anwendung: Mittelwertbildung des gleichgerichteten oder quadrierten Signals oder Integralbildung einer umhüllenden Funktion. Diese Werte werden direkt als Maß für die Muskelaktivierung verwendet. Der spektrale Anteil des EMG-Signals kann aus dem Leistungsspektrum abgelesen werden, das man über eine Fouriertransformation berechnet. Die Spektren werden nicht ausschließlich, aber im wesentlichen von der Form der Aktionspotentiale der Muskelfasern und deren Wanderungsgeschwindigkeit bestimmt. Der minimale Zeitbereich, der für die Durchführung einer Fouriertransformation erforderlich ist, kann nicht beliebig kurz sein. Die kürzesten Zeiten lagen in der Größenordnung von 200 ms [10]. Bei der Fouriertransformation verliert man jedoch den genauen Zeitpunkt, zu dem das Spektrum auftritt. Um gleichzeitig ein Maß für die Stärke der Muskelaktivierung so-

wie der Frequenzverteilung zu erhalten, muß eine Zeit/Frequenz-Analyse durchgeführt werden. Eine befriedigende Lösung wurde erst mit der Anwendung der Wavelet-Transformationen erreicht [3, 7, 8, 11, 13]. Mit diesen Methoden gelangt man an die theoretische Limite, die durch die Heisenbergsche Unschärferelation vorgegeben ist. In der vorliegenden Arbeit wurden die EMG-Signale einer Wavelet-Analyse unterworfen, aus der Zeit/Frequenz-aufgelöste Intensitätsbilder der EMG-Signale erhalten wurden [11]. Da das Intensitätsbild im wesentlichen nur eine andere Darstellungsweise des klassischen EMGs ist, wird diese Umwandlung als Voraussetzung für die weitere Analyse angesehen.

Der Vergleich von diversen EMG-Signalen stellt die wesentliche Anforderung an die Datenanalyse dar. Erste Schritte in diese Richtungen zeigten die Möglichkeit, zwischen EMG-Signalen von männlichen und weiblichen Läufern zu unterscheiden [14]. Eine solche Analyse erforderte jedoch einen erheblichen mathematischen Aufwand. Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, eine Methode mit wesentlich geringerem mathematischem Aufwand vorzustellen, mit der kleine Veränderungen

am Bewegungsapparat durch Auswertung des EMG-Signals einfach und mit einer hohen Sensitivität ermittelt und dargestellt werden können. Die Methode wird am Beispiel von Messungen vorgeführt, die beim Gehen mit und ohne Kniebandage erhalten wurden. Kramer et al. konnten in ihrer Übersichtsarbeit zeigen, daß ein Nachweis eines meßbaren Effektes durch das Tragen einer Kniebandage in den meisten untersuchten Arbeiten nicht vorhanden war [9]. Das Resultat soll zeigen, ob und inwiefern die Methode bereits kleine Eingriffe in die Funktion des Gehens anhand des EMG aufweisen kann.

2 Methode

2.1 Versuchsablauf

Proband 1 (weiblich, 28 J., 58 kg, 1,64 m) und Proband 2 (männlich, 46 J., 61 kg, 1,69 m) beteiligten sich an der Studie. Die Probanden gingen mit einer selbst gewählten Geschwindigkeit (Proband 1: $(1,26 \pm 0,28)$ m/s, Proband 2: $(1,69 \pm 0,39)$ m/s). Ein Versuch bestand aus 9 Schritten; 3 Versuche wurden jeweils mit und ohne Kniebandage (GenuTrain, Bauerfeind AG Schweiz) durchgeführt. Die Kniebandage wurde am rechten Bein getragen, wo auch das EMG abgeleitet wurde. Fersenkontakt und Abheben des Fußes wurden mit einem Beschleunigungsmesser gemessen, der an den Außenknöchel des rechten Beins geklebt wurde. Die drei Versuche wurden an 12 Tagen wiederholt, mit mindestens einem Tag Pause zwischen den Meßtagen.

2.2 Messung der Elektromyogramme

Das EMG wurde von folgenden Muskeln und Muskelgruppen abgeleitet: 3 Elektroden über dem Quadriceps Femoris (Rectus Femoris RF, Vastus Lateralis VL und Vastus Medialis VM), 2 Elektroden über dem Biceps Femoris (Caput Longum CL und Caput Brevis BF), 2 Elektroden über dem Gastrocnemius (lateralis GL und medialis GM) sowie eine über dem Tensor Fascia Lata (TE). Die bipolaren Silber/Silberchlorid-Elektroden (Norotrode 20, Myotronics-Noromed INC., Tukwila, WA, USA; 20 mm Elektrodenabstand und 8 mm Elektrodendurchmesser) wurden auf die rasierten, mit Alkohol gereinigten und mit wasserfester Farbe markierten Stellen aufgeklebt. Die abgeleiteten Signale wurden 2500mal verstärkt (Verstärker von Biovision AG, Wehrheim, Deutschland) und digital in einem Laptop gespeichert.

2.3 Analyse

2.3.1 Wavelet Transformation

Die EMG-Signale eines jeden Schrittes wurden mit dem Programm „Wavelet-Engine“ (Biomechanigg Research Inc., Calgary, Kanada) einer Time/Frequency-Transformation unterworfen, die auf der Methode der nicht-linear skalierten Wavelets basiert [11]. Das Resultat der Wavelet-Transformation ist ein Intensitätsbild, das die Intensität des EMGs in Funktion der Zeit und der Wave-

lets (Frequenzbande des Wavelet-Filters) zeigt. Eine Gesamtmenge von 10386 EMGs (5184 EMGs pro Proband) wurde transformiert. Die weiteren Analysen wurden mit MathCad 2000 Software durchgeführt. Alle EMG-Intensitätsbilder eines Tages wurden gemittelt und ergeben ein mittleres Intensitätsbild für das Gehen ohne und mit Kniebandage. Dieses Bild kann als Darstellung der Wahrscheinlichkeit, daß ein Muskelereignis zur Zeit t in der Frequenzbande des Wavelets j auftritt, verstanden werden. Es wurden die Wavelets j von 0 bis 10 verwendet, die durch die Frequenz am Maximum (Center frequency) und ihre Zeitauflösung (Time resolution) charakterisiert sind (Tabelle 1).

Die Intensitätsbilder können auch als Vektoren (Intensitätsvektor) dargestellt werden, indem die einzelnen Bildzeilen zu einem langen Vektor aneinandergereiht werden [12]. Diese Vektoren spannen einen Euklidischen Bildraum auf, in dem der Betrag eines Vektors seine Länge darstellt, die Distanz zwischen zwei Vektoren definiert ist und ein Winkel α zwischen den Vektoren bestimmt werden kann. Ein Koordinatensystem, dessen Achsen durch normierte Intensitätsbilder (Principal Patterns) dargestellt werden, kann für die Beschreibung der Vektoren in diesem Bildraum hilfreich sein. Die explizite Berechnung dieser Koordinaten ist möglich [12], wird aber hier nicht verwendet. Die gemittelten Intensitätsbilder ihrerseits sind auch Vektoren in diesem Bildraum. Die Aufgabe der Analyse ist es, festzustellen, ob die Distanzen und Winkel zwischen den gemittelten Intensitätsbildern, die mit und ohne Kniebandage erhalten wurden, zur Diskriminierung der beiden Zustände herangezogen werden können.

2.3.2 Distanzanalyse

Die Schritte ohne Kniebandage bilden eine Gruppe von Vektoren G1 und die der Schritte mit Kniebandagen eine Gruppe G2 im Bildraum. Von allen Schritten der Gruppen G1 und G2 (je 3 Versuche zu 9 Schritten) wurden die Mittelwerte der Intensitätsvektoren bezüglich der Intensitätsbilder berechnet. Die relative Distanz zwischen diesen Mittelwerten wurde definiert als die Distanz zwischen den beiden Mittelwerten dividiert durch die Länge des Mittelwertvektors von G1. Das bedeutet, daß ein Wert von z. B. 0,4 besagt, daß die Distanz zwischen den Mittelwerten von G1 und G2 eine Länge hat, die 40 % der Länge des Mittelwertvektors von G1 entspricht. Um zu bestimmen, ob diese relative Distanz signifikant ist, das heißt, ob sich die Bilder signifikant unterscheiden, muß eine Vergleichsgröße berechnet werden. Dazu wurde eine zufällige Selektion der Hälfte der Vektoren der Gruppe G1 mit einer entsprechenden zufälligen Selektion der Hälfte der Vektoren der Gruppe G2 zu einer neuen Zufallsgruppe zG1 gemischt. Die verbleibenden Vektoren bilden die Zufallsgruppe zG2. Dieser Durchmischungsprozeß wurde 2000mal durchgeführt; jeweils wurde die relative Distanz der Mittelwerte *mean RD* bestimmt. War die relative Distanz zwischen den Mittelwerten von G1 und G2 größer als die Distanz von 95 % der 2000 zG1- und zG2-Gruppen, wurde der Unterschied als signifikant bezeichnet. (Die Signifikanz

Tabelle 1. Parameter der Wavelets

Wavelet-number	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Center frequency, Hz	6.9	19.3	37.7	62.1	92.4	128.5	170.4	218.1	271.5	330.6	395.5
Bandwidth, Hz	9.8	15.6	21.5	27.3	35.2	41.0	46.9	52.7	58.6	66.4	72.3
Time resolution, ms	76.5	59.0	40.5	31.5	26.0	21.5	19.5	16.5	15.0	13.5	12.0

Parameters were calculated for a scale 0.3, q=1.45 and r=1.959 (von Tschamer 2002)

Tabelle 2. Distanzanalyse des Probanden 1

muscle	BF			RF			CL			TE			VL			VM			GL			GM			
	distance	mean RD	95% level	distance	mean RD	95% level	distance	mean RD	95% level	distance	mean RD	95% level	distance	mean RD	95% level	distance	mean RD	95% level	distance	mean RD	95% level	distance	mean RD	95% level	
day																									
1	0.42	0.29	0.41	2.01	0.17	0.28	0.92	0.35	0.55	0.36	0.28	0.45	0.31	0.26	0.36	0.35	0.28	0.41	0.59	0.31	0.49	0.32	0.32	0.52	
2	0.35	0.31	0.43	0.46	0.25	0.38	1.89	0.50	0.85	0.64	0.29	0.47	0.60	0.25	0.36	0.39	0.29	0.39	0.30	0.34	0.55	0.23	0.32	0.50	
3	0.32	0.33	0.52	0.59	0.19	0.34	0.70	0.23	0.35	0.22	0.27	0.44	0.71	0.26	0.39	0.66	0.27	0.37	0.43	0.36	0.56	0.62	0.33	0.53	
4	0.57	0.30	0.42	0.98	0.26	0.43	1.09	0.24	0.37	0.47	0.30	0.48	0.45	0.26	0.38	0.39	0.27	0.37	0.69	0.29	0.42	0.65	0.31	0.47	
5	0.37	0.27	0.38	0.91	0.21	0.33	0.70	0.25	0.39	0.30	0.28	0.45	0.63	0.28	0.41	0.93	0.27	0.47	0.32	0.32	0.52	0.52	0.31	0.47	
6	0.32	0.29	0.42	0.81	0.31	0.49	0.67	0.24	0.34	0.26	0.27	0.42	0.36	0.27	0.39	0.42	0.28	0.38	0.62	0.36	0.58	0.57	0.32	0.50	
7	0.32	0.30	0.45	0.81	0.22	0.35	0.56	0.27	0.37	0.21	0.25	0.38	0.57	0.26	0.39	0.48	0.28	0.39	0.58	0.38	0.63	0.67	0.31	0.50	
8	0.30	0.27	0.39	0.47	0.20	0.34	1.57	0.25	0.36	0.43	0.29	0.43	0.61	0.41	0.52	0.44	0.27	0.37	0.46	0.34	0.53	0.35	0.30	0.46	
9	0.25	0.31	0.46	0.42	0.29	0.41	1.24	0.21	0.30	0.75	0.27	0.48	0.70	0.26	0.37	0.64	0.28	0.39	0.66	0.39	0.64	0.45	0.33	0.54	
10	0.34	0.28	0.39	1.11	0.30	0.48	0.66	0.34	0.52	0.51	0.28	0.43	0.35	0.26	0.39	0.43	0.27	0.36	0.41	0.36	0.57	0.82	0.34	0.53	
11	0.51	0.34	0.45	0.67	0.20	0.41	0.58	0.28	0.36	0.50	0.28	0.47	0.49	0.26	0.38	0.47	0.29	0.41	0.50	0.36	0.58	0.42	0.30	0.46	
12	0.29	0.26	0.38	NA	NA	NA	0.51	0.33	0.41	0.33	0.26	0.39	0.30	0.23	0.34	0.35	0.29	0.40	0.29	0.31	0.48	0.86	0.33	0.52	
Average	0.36	0.29	0.42	0.84	0.24	0.39	0.92	0.29	0.43	0.41	0.28	0.44	0.51	0.27	0.39	0.50	0.28	0.39	0.49	0.34	0.55	0.54	0.32	0.50	
SE	0.03	0.01		0.13	0.01		0.13	0.02		0.05	0.00		0.04	0.01		0.05	0.00		0.04	0.01		0.06	0.00		
sign 95%	3			11			12			5			8			10			4			4			
b-score	10			11			12			9			12			12			10			11			

Tabelle 3. Distanzanalyse des Probanden 2

muscle	BF			RF			CL			TE			VL			VM			GL			GM			
	distance	mean RD	95% level	distance	mean RD	95% level	distance	mean RD	95% level	distance	mean RD	95% level	distance	mean RD	95% level	distance	mean RD	95% level	distance	mean RD	95% level	distance	mean RD	95% level	
day																									
1	0.69	0.38	0.49	0.24	0.25	0.38	0.87	0.31	0.42	0.64	0.41	0.51	0.50	0.31	0.44	0.45	0.28	0.42	0.52	0.61	1.02	0.38	0.31	0.42	
2	0.53	0.41	0.57	1.32	0.26	0.39	0.58	0.33	0.47	0.34	0.28	0.45	0.34	0.28	0.45	2.13	0.27	0.46	0.56	0.75	1.50	0.30	0.33	0.47	
3	0.29	0.29	0.40	1.27	0.64	1.19	0.32	0.30	0.43	0.49	0.24	0.35	0.82	0.25	0.38	0.63	0.25	0.35	1.23	0.21	0.32	0.34	0.26	0.37	
4	0.40	0.33	0.46	1.60	0.25	0.38	0.31	0.30	0.45	0.56	0.36	0.46	0.63	0.25	0.35	0.54	0.29	0.42	0.69	0.56	0.76	0.30	0.28	0.39	
5	0.41	0.34	0.48	0.28	0.27	0.45	0.42	0.33	0.46	0.47	0.35	0.46	0.33	0.24	0.36	0.69	0.28	0.42	0.82	0.55	0.97	0.47	0.27	0.38	
6	0.71	0.34	0.53	0.58	0.76	1.02	0.28	0.31	0.54	0.84	0.38	0.52	0.42	0.26	0.37	0.48	0.30	0.49	0.71	0.50	0.79	0.40	0.29	0.40	
7	0.27	0.28	0.40	0.57	0.34	0.58	0.39	0.29	0.47	0.70	0.55	0.71	0.35	0.25	0.35	0.62	0.33	0.50	1.00	0.19	0.34	0.47	0.32	0.42	
8	0.60	0.28	0.39	0.68	0.26	0.40	0.36	0.31	0.51	0.90	0.26	0.50	0.68	0.28	0.39	0.30	0.28	0.38	0.96	0.32	0.63	0.43	0.30	0.41	
9	0.40	0.31	0.44	0.97	0.32	0.45	0.80	0.34	0.55	1.50	0.28	0.41	0.53	0.28	0.39	0.67	0.37	0.61	0.92	0.50	0.72	0.37	0.31	0.43	
10	0.52	0.27	0.37	0.73	0.28	0.50	0.52	0.35	0.55	1.37	0.30	0.38	0.39	0.25	0.38	0.68	0.30	0.44	2.69	0.41	0.64	0.22	0.29	0.41	
11	0.51	0.30	0.42	0.99	0.31	0.44	0.27	0.33	0.48	0.72	0.26	0.42	1.18	0.33	0.53	0.92	0.35	0.56	0.95	0.26	0.40	0.45	0.29	0.41	
12	0.56	0.29	0.41	0.60	0.28	0.41	0.55	0.22	0.38	0.63	0.58	0.80	0.21	0.27	0.39	0.65	0.30	0.44	0.90	0.33	0.49	0.31	0.30	0.42	
Average	0.49	0.32	0.45	0.82	0.35	0.55	0.47	0.31	0.48	0.76	0.35	0.50	0.53	0.27	0.40	0.73	0.30	0.46	1.00	0.43	0.71	0.37	0.30	0.41	
SE	0.04	0.01		0.12	0.05		0.06	0.01		0.10	0.03		0.08	0.01		0.13	0.01		0.16	0.05		0.02	0.01		
sign 95%	5			8			4			10			8			10			7			4			
b-score	11			10			10			12			11			12			10			11			

der Resultate wurde durch Fettdruck in den Tabellen 2 und 3 herausgehoben.) Die Tage mit beobachtetem signifikantem Unterschied wurden gezählt und der Variablen „sign 95 %“ zugeordnet.

Die mean RD wurden für die Auswertung mit einem Binominaltest herangezogen. War der mean RD kleiner als die gemessene relative Distanz, wurde dies als positiver Trend bewertet. Die Anzahl der Meßtage mit positivem Trend wurde in der Variablen b-score gezählt. Ein Binominaltest mit p = 0,5 wurde verwendet, um die Hypothese zu testen, ob der b-score einen Zufallswert darstellt. Werte, bei denen diese Hypothese mit 95 % Wahrscheinlichkeit verworfen werden kann, wurden in den Tabellen 2 und 3 durch Fettdruck herausgehoben.

2.3.3 Distanz-Winkel-Darstellung

Die Endpunkte der Intensitätsvektoren der einzelnen Schritte gruppieren sich um deren Mittelwert im

Bildraum. Für eine Normalverteilung sollten sich die Punkte in einem Torus um den Mittelwert anordnen. Da der Mittelwert keinem wirklich beobachtbaren Elektromyogramm entspricht, muß zwischen den Bildpunkten und dem Mittelwert ein leerer Raum vorhanden sein, in dem kein Bildpunkt vorhanden ist. In einer Distanz-Winkel-Darstellung mit polaren Koordinaten kann diese Verteilung begutachtet und mit der von zG1- und zG2-Gruppen verglichen werden. Diese Darstellungsart wird hier nur qualitativ beurteilt und dient im wesentlichen zur Illustration der numerischen Distanzanalyse.

3 Resultate

Die Probanden absolvierten einige Schritte ohne und gleichviel Schritte mit einer Kniebandage. Die dabei abgeleiteten Elektromyogramme beziehungsweise ihre Intensitätsbilder wurden einer Distanzanalyse unterzogen.

Die Resultate, die aus den Meßdaten der beiden Probanden erhalten wurden, sind in den Tabellen 2 und 3 dargestellt. Die Tabellen zeigen, daß über alle Muskeln und an allen Tagen mehrheitlich die relative Distanz zwischen den Mittelwerten größer ist als die zwischen Zufallsgruppen. Zusammengefaßt wurde dieses Resultat im *b-score* festgehalten. Der Binominaltest läßt erkennen, daß für beide Probanden alle Muskeln einen signifikanten Unterschied zeigen, wenn die Kniebandage getragen wurde. Betrachtet man jedoch die Resultate einzelner Tage, so ist nur an gewissen Tagen der Unterschied signifikant (fett gedruckte Werte in den Tabellen 2 und 3). Generell zeigt die Tabelle, daß, obwohl alle Muskeln eine gewisse signifikante Veränderung durch das Tragen der Kniebandage erfahren, einzelne Muskeln stärker beeinflusst werden. Vergleicht man die beiden Tabellen, so stellt man fest, daß die Muskeln RF, VM und VL in beiden Fällen eine hohe Anzahl von signifikanten Werten sowohl für die Variable sign 95 % als auch für den *b-score* aufweisen. Im Gegensatz dazu ist beim BF des Probanden 1 der Wert von sign 95 % sehr klein bei gleichzeitig hohem *b-score*. Solch verschiedenes Verhalten kann nicht aus den Mittelwerten heraus verstanden werden.

Da VL- und VM-Muskel wesentlich für die Kontrolle des Knies verantwortlich sind, betrachten wir deren mittlere Intensitätsbilder aller Tage, von denen wir laut Tabelle 2 und Tabelle 3 wissen, daß sie signifikant verschieden sind (Bild 1). Die Differenz der beiden Zustände zeigt sich im Differenz-Intensitätsbild.

Die weißen Stellen im Differenz-Bild zeigen, daß dort die Muskelaktivität kleiner ist, wenn die Kniebandage getragen wurde. Im Falle des VL des Probanden 2 verschob sich die Muskelaktivität auf einen späteren Zeitpunkt, d. h., weg vom Zeitpunkt des Fersenkontaktes. Dieses Bild stellt einen Mittelwert dar. Die Schwärzung

muß daher als Wahrscheinlichkeit gedeutet werden, daß an diesen Stellen die Muskelaktivität auftrat.

Die Variabilität einzelner Schritte, die an einem Tag aufgenommen wurden, kann durch Betrachtung des entsprechenden Intensitätsbildes abgeschätzt werden. Bei der großen Zahl der Bilder ist dies jedoch eine unbefriedigende Form der Datensichtung. Die Variabilität wurde daher in Distanz-Winkel-Bildern dargestellt (Bilder 2, 3 und 4). Im Zentrum eines Distanz-Winkel-Bildes liegt der Mittelwert der Messungen ohne Kniebandage. Die relative Distanz der Intensitätsbilder der einzelnen Schritte bestimmt den Radius, auf dem der Meßpunkt eingezeichnet wurde. Der Winkel wird vom Mittelwert und vom Intensitätsvektor gebildet. Die Darstellung zeigt, daß die Gruppe ohne Kniebandage sich von der Gruppe mit Kniebandage im Falle des VM nur knapp trennt. Die Trennung ist jedoch stark vom beobachteten Muskel abhängig. Im Falle des GM und des GL ist eine ausgeprägtere Trennung beobachtet worden (Bild 4). Die Gruppe mit Kniebandage erscheint unter einem anderen mittleren Winkel als die der Gruppe ohne Kniebandage. Der Mittelwert der Gruppe mit Kniebandage wurde in den Bildern mit einem Quadrat eingezeichnet. Wie bereits festgehalten, darf in dieser Darstellung der Mittelwert nicht Teil der Gruppe sein. Relativ typisch zeigt sich, daß die Punkte nicht in einer Torus-Form um den Mittelwert angeordnet sind, sondern in einem limitierten Winkelintervall. Betrachten wir zum Vergleich ein zufällig ausgewähltes Paar von Zufallsgruppen, so ergibt sich ein anderes Bild. Erstens liegt der Mittelwert der zweiten Gruppe näher an dem der ersten, wie dies aus der Distanzanalyse zu erwarten ist, und die Meßpunkte ordnen sich zufälliger um einen gemeinsamen mittleren Winkel an. Im Distanz-Winkel-Diagramm ist eine Zufallsverteilung von einer nicht zufälligen unterscheidbar.

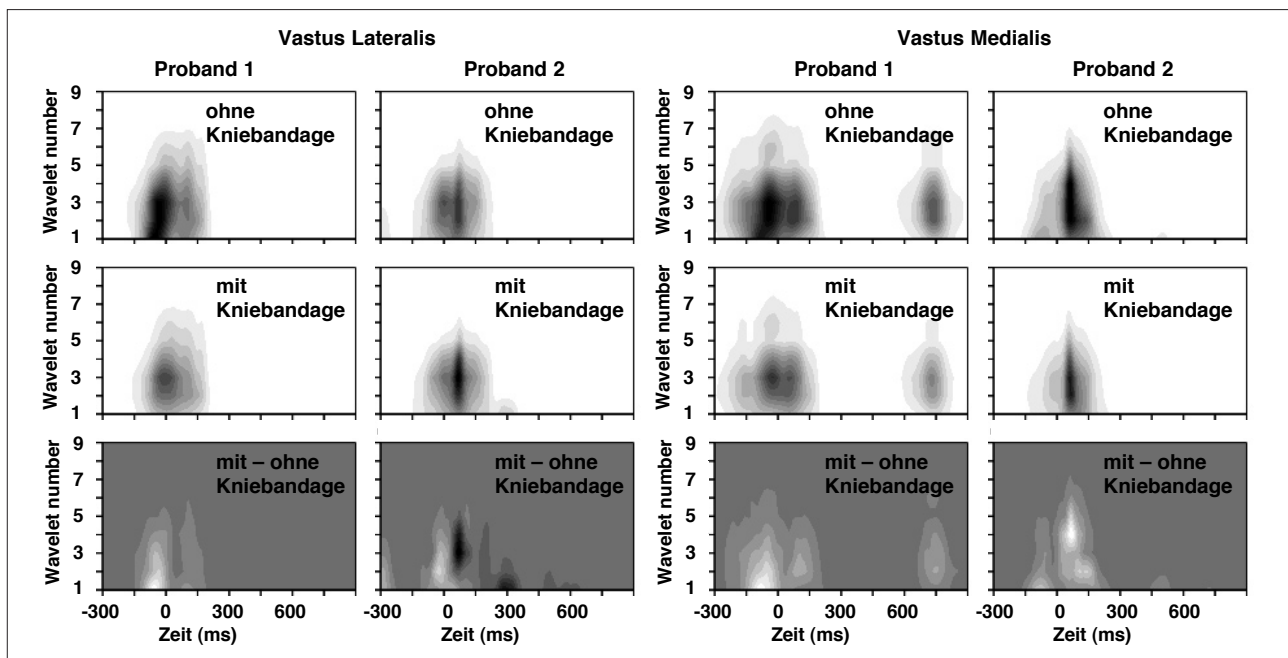


Bild 1. Normalisierte Intensitätsbilder des Vastus Lateralis und Medialis und deren Differenz. Der Fersenkontakt erfolgte zur Zeit 0. Normalisierung: Die schwärzeste Stelle in den Intensitätsbildern mit und ohne Kniebandage stellt die höchste Intensität dar und wurde zur Normalisierung verwendet. In den Differenzbildern stellt der Grauwert des Hintergrunds 0 dar. Weiß oder Schwarz zeigen, daß beim Tragen der Kniebandage die Intensitäten kleiner oder größer sind.

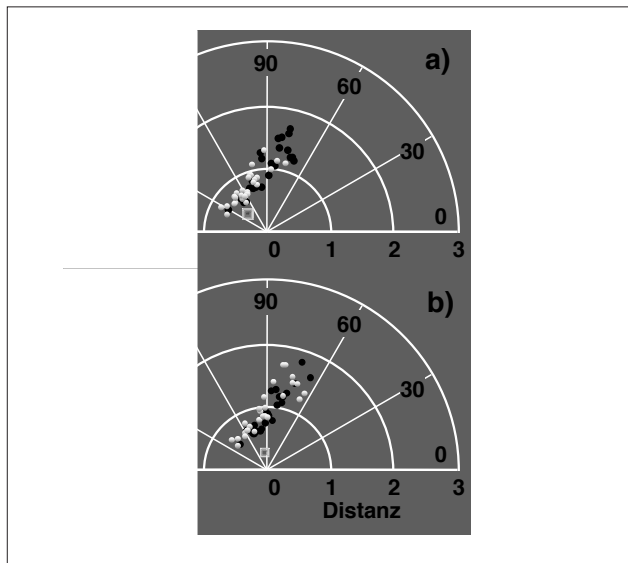


Bild 2. Distanz-Winkel-Diagramm der Elektromyogramme des Vastus Medialis der Schritte eines Tages. Schwarze Punkte: Gruppe ohne Kniebandage, weiße Punkte: Gruppe mit Kniebandage. a) gemessene Werte, b) zufallsverteilte Werte. Im Zentrum dieses Bildes liegt der Mittelwert der Messungen ohne Kniebandage. Der Mittelwert der Gruppe mit Kniebandage wurde mit einem Quadrat eingezeichnet.

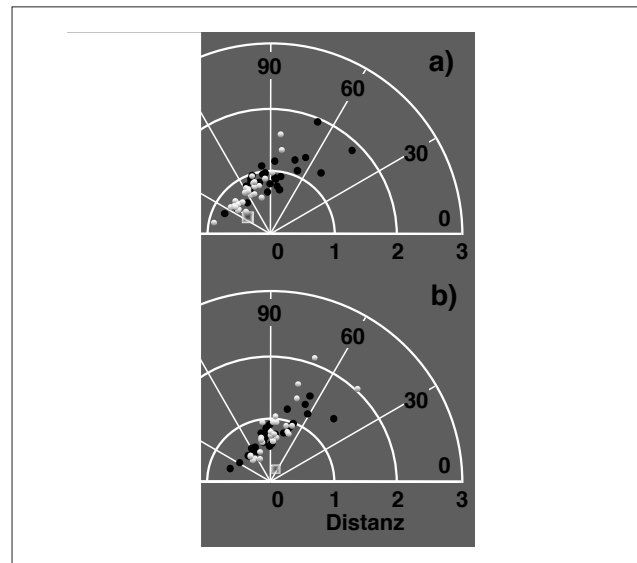


Bild 3. Distanz-Winkel-Diagramm der Elektromyogramme des Vastus Lateralis der Schritte eines Tages. Schwarze Punkte: Gruppe ohne Kniebandage, weiße Punkte: Gruppe mit Kniebandage. a) gemessene Werte, b) zufallsverteilte Werte. Im Zentrum dieses Bildes liegt der Mittelwert der Messungen ohne Kniebandage. Der Mittelwert der Gruppe mit Kniebandage wurde mit einem Quadrat eingezeichnet.

In Tabelle 2 wurde festgestellt, daß der Muskel BF ein Verhalten zeigte, das möglicherweise auf eine höhere Variabilität hinweist. In einem Distanz-Winkel-Diagramm werden die Meßpunkte nicht mehr deutlich aufgetrennt. Erst die Resultate der Distanzanalyse zeigen, daß möglicherweise ein kleiner Unterschied vorhanden ist. Es wird damit deutlich, daß Messungen mit signifikanten Unterschieden schon im Distanz-Winkel-Diagramm sich von solchen mit marginalen Unterschieden unterscheiden lassen.

4 Diskussion

Die vorgestellte Methode ist besonders zur Verarbeitung großer Mengen von Elektromyographiedaten geeignet. Der Umwandlung in Intensitätsbilder folgte, wie in der klassischen Analyse, eine Mittelung, allerdings geht dabei die Information der zugrundeliegenden Frequenzen nur dort verloren, wo die muskulären Ereignisse im Intensitätsbild stark streuen. Die Analyse von Elektromyogrammen wird durch die Betrachtung der Intensitätsbilder wesentlich erweitert und erleichtert. Die vorgestellte Methode geht davon aus, daß jedes Elektromyogramm im Bildraum durch einen Punkt eindeutig beschrieben wird. Bildpunkte von ähnlichen Elektromyogrammen gruppieren sich im Bildraum. Die vorgestellte Methode zeigt,

- daß durch eine Distanzanalyse getestet werden kann, ob diese Gruppen von Bildpunkten sich im Mittel signifikant voneinander unterscheiden,
- daß die Verteilung der Punkte in der Distanz-Winkel-Darstellung dem Betrachter zu sehen erlaubt, wie deutlich diese Aufteilung erfolgte,
- daß die Stellen im Differenzbild dargestellt werden können, von denen durch a) und b) gezeigt wurde,

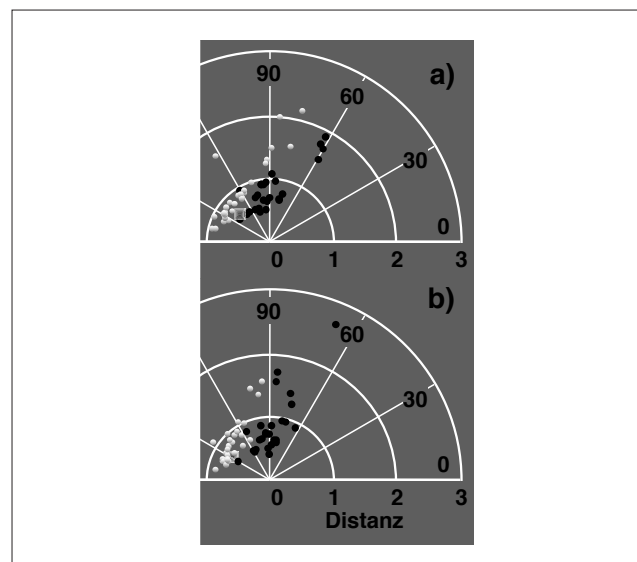


Bild 4. Distanz-Winkel-Diagramm der Elektromyogramme a) des Gastrocnemius Medialis und b) des Gastrocnemius Lateralis für die einzelnen Schritte eines Tages. Schwarze Punkte: Gruppe ohne Kniebandage, weiße Punkte: Gruppe mit Kniebandage. Im Zentrum dieses Bildes liegt der Mittelwert der Messungen ohne Kniebandage. Der Mittelwert der Gruppe mit Kniebandage wurde mit einem Quadrat eingezeichnet.

daß sie als Ganzes einen signifikanten Unterschied der Elektromyogramme darstellen.

Die vorgestellte Methode beschreibt eine sehr einfache und schnelle Analyse des Bildraumes. Sie erfordert keinerlei hochstehende mathematische Methoden und erlaubt dennoch numerisch und optisch festzustellen, ob relevante Unterschiede in Elektromyogrammen vorhanden sind.

Die Einsicht, daß eine so einfache Analyse bereits befriedigende Resultate erbringt, wurde erst bei der Entwicklung wesentlich komplexerer Analysen deutlich.

Die einfache Methode kann dadurch erweitert werden, daß durch Berechnung der Eigenvektoren oder durch „Singular Value Decomposition“ Achsen in den mehrdimensionalen Bildraum gelegt werden [12]. Damit wird es möglich, auch sich zeitlich verändernde Elektromyogramme zu analysieren (Trendanalyse). Geht man einen Schritt weiter, so können Bilderkennungs- und neuronale Netze [5, 4, 2] angewendet werden, um hochkomplexe Unterschiede in den Elektromyogrammen herauszuarbeiten [14]. Die Möglichkeiten der Kombination der Wavelet-Analyse mit der Analyse im Bildraum sind vielschichtig, weil sie auch den Frequenzanteil mit berücksichtigen. Das zeigt, daß mit der vorgestellten einfachen Methode wohl Unterschiede festgestellt werden, wenn sie groß genug sind, daß sich aber möglicherweise Fehler zweiter Ordnung einschleichen können. Das heißt, es ist nicht bewiesen, daß kein Unterschied besteht, wenn die einfache Methode keinen Unterschied auflöst. Die Einfachheit der Methode wird aber in sehr vielen Fällen ausreichend sein, um festzustellen, daß signifikante Unterschiede vorhanden sind. Zeigt sich in der einfachen Methode ansatzweise eine Auftrennung in Gruppen, dann lohnt es sich, mathematisch aufwendigere Methoden in Betracht zu ziehen.

Die Intervention durch eine Kniebandage wurde gewählt, um den Einfluß einer schwachen Intervention zu testen. Im Gegensatz zu den von Kramer [9] untersuchten Studien zeigt die vorliegende Studie einen eindeutig meßbaren Einfluß einer Kniebandage. Der Vergleich basiert auf einer Verarbeitung von über 10 000 Elektromyogrammen. Die drei Versuche zu neun Schritten wurden für die Analyse zusammengezogen, da mit jeweils nur neun Schritten zu wenige Punkte vorhanden waren, um die Signifikanz in der Distanzanalyse zu bestimmen und um eine aussagekräftige Distanz-Winkel-Darstellung zu erhalten.

Der physiologische Einfluß auf die Muskelaktivierung wurde nur für die Muskeln VM und VL gezeigt. Man sieht in diesem Resultat die Abnahme der Muskelaktivität, die beim Tragen einer Kniebandage entsteht (Bild 1). Die Abnahme könnte beim Patienten ein Gefühl erwecken, daß das Knie auch mit weniger Muskelaktivität stabil ist. Das entspricht der Aussage vieler Patienten, daß das Tragen einer Kniebandage häufig ein Stabilitätsgefühl vermittelt. Es ist anzunehmen, daß diese subjektive Stabilisierung nicht auf eine mechanische Stabilisierung zurückzuführen ist, sondern über Propriozeption und reflektive Muskelerregung erfolgt. Auf eine weitergehende ausführliche Analyse der physiologischen Aspekte wurde in dieser Arbeit zu Gunsten der Beschreibung der Methode verzichtet.

5 **Schlußfolgerungen**

Die Zeit/Frequenz-gewandelten Elektromyogramme bilden Intensitätsbilder, die in einem Bildraum als Punkte dargestellt werden können. Die Distanzanalyse der Bildpunkte im Bildraum erlaubt es festzustellen, daß zwei Gruppen von Elektromyogrammen mit hoher Variabili-

tät – im vorliegenden Falle die Elektromyogramme, die ohne und die, die mit Kniebandage gemessen wurden – sich im Mittel signifikant unterscheiden. Die Methode definiert eine Distanz-Winkel-Darstellung und ein Differenz-Intensitätsbild, die es erlauben, die Auftrennung optisch zu beurteilen. Es ist zu erwarten, daß bei größeren Interventionen die Unterschiede deutlicher erscheinen werden.

Danksagung

Die Autoren danken der Stiftung Pro-Motio zur Förderung der biomechanischen Forschung in Basel für die finanzielle Unterstützung. Außerdem möchten wir den Mitarbeitern des Labors für Bewegungsuntersuchungen der Universitäts-Kinderklinik beider Basel, insbesondere Frau Jaqueline Romkes, für die tatkräftige wissenschaftliche Unterstützung danken.

Literatur:

- [1] Basmajian, J. V., DeLuca, C. J.: Muscle alive – their functions revealed by electromyography. 5th ed. 1985 Williams & Wilkins, Baltimore, USA.
- [2] Bishop, C. M.: Neural networks for pattern recognition. Oxford University Press, New York, 1995.
- [3] Conforto, S., Alessio, T. D., Pignatelli, S.: Optimal rejection of movement artefacts from myoelectric signals by means of a wavelet filtering procedure. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 9 (1999) 47–57.
- [4] Duda, R. O., Hart, P. E., Stork, D. G.: Pattern classification. John Wiley & Sons, Inc. New York 117–121, 2001.
- [5] Fukunaga, K.: Introduction to Statistical Pattern Recognition. Morgan Kaufmann. San Diego, San Francisco, New York, Boston, London, Sydney, Tokyo. Second Edition, 1990.
- [6] Gollhofer, A.: EMG in der Bewegungsanalyse. *Orthopädieschuhtechnik* 10 (2002) 33–41.
- [7] Karlsson, S.: Enhancement of Spectral analysis of myoelectric signals during static contractions using wavelet methods. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 46 (6) (1999) 670–684.
- [8] Karlsson, S., Gredle, B.: Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscle increase with increasing torque – a study using continuous wavelet transform. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 11 (2001) 131–141.
- [9] Kramer, J. F., Dubowitz, T., Fowler, P., Schachter, C., Birmingham, T.: Functional knee braces and dynamic performance: a review. *Clin. J. Sport Med.* 7 (1) (1997) 32–39.
- [10] Masuda, T., Kizuka, T., Zhe, J. Y., Yamada, H., Saitou, K., Sadoyama, T., Okada, M.: Influence of contraction force and speed on muscle fiber conduction velocity during dynamic voluntary exercise. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 11 (2001) 85–94.
- [11] von Tschärner, V.: Intensity analysis in time-frequency space of surface myoelectric signals by wavelets of specified resolution. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 10 (2000) 433–445.
- [12] von Tschärner, V.: Time-frequency and principal-component methods for the analysis of EMGs recorded during a mildly fatiguing exercise on a cycle ergometer. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 12 (6) (2002) 479–492.
- [13] von Tschärner, V.: Wavelets zur Analyse von Elektromyogrammen. *Orthopädieschuhtechnik* 10 (2002) 42–45.
- [14] Von Tschärner, V., Goepfert B.: Gender dependent EMGs of runners resolved by time/frequency and principal pattern analysis. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 13 (2003) 253–272.

1166

Korrespondenzadresse:
Dr. V. von Tschärner
Human Performance Laboratory,
Faculty of Kinesiology,
The University of Calgary,
Calgary, Alberta, Canada, T2N 1N4
Tel.: (403) 949 3714
Fax: (403) 949 3732
E-Mail: vincent@kin.ucalgary.ca