

Hübscher M¹, Bernjak A², Stefanovska A², Vogt L¹, Banzer W¹

Die Wavelet Transformation zur Erfassung belastungsabhängiger Veränderungen der Mikrozirkulation

Assessment of exercise-induced changes of the microcirculation by wavelet transformation

¹ Abteilung Sportmedizin, Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt/Main

² Faculty of Electrical Engineering, University of Ljubljana (Slovenia)

Zusammenfassung

Studienziel war die Erfassung spezifischer Effekte körperlicher Aktivität auf die Mikrozirkulation mittels auf Wavelet Transformation basierender Spektralanalyse von Laser Doppler Signalen. Der Blutfluss wurde am Unterarm bei 13 gesunden Nichtrauchern unmittelbar vor und nach standardisierter Ausdauerbelastung mittels Laser Doppler Spektroskopie (LDS) tiefenselektiv (ca. 1 und 8 mm) erfasst. Die Blutflusssignale wurden unter Verwendung der Wavelet Transformation in fünf definierten Frequenzintervallen, die lokale und zentralnervöse Regulationsmechanismen sowie die Herz- und Lungenfunktion reflektieren, analysiert. Ermittelt wurde die mittlere Amplitude des Gesamtspektrums (0,009–2 Hz) sowie die Absolute und Relative Amplitude pro Intervall.

Die Amplitude des Gesamtspektrums sowie die Absolute Amplitude pro Frequenzintervall waren signifikant erhöht. (1 und 8 mm, $p < 0,05$). In Bezug auf die am Gesamtspektrum relativierte Amplitude kam es nur im Frequenzintervall von 0,06–0,2 Hz (Myogene Aktivität) zu einer signifikanten Erhöhung (1 und 8 mm, $p < 0,05$). Im Frequenzintervall von 0,6–2 Hz (Herzaktion) wurde eine signifikante Abnahme der Relativen Amplitude registriert (8 mm, $p < 0,05$). Im messtiefenabhängigen Vergleich zeigte sich eine signifikant höhere Amplitude des Gesamtspektrums in den tieferen Gewebeschichten ($p < 0,05$).

Es wurde gezeigt, dass die LDS in Verbindung mit der Wavelet Transformation ein adäquates Instrument zur Evaluation spezifischer Effekte körperlicher Aktivität auf den mikrovaskulären Blutfluss darstellt.

Schlüsselwörter: körperliche Aktivität, Mikrozirkulation, Laser Doppler Spektroskopie, Wavelet Transformation

Einleitung

Sportmedizinische Untersuchungen der unmittelbaren und langfristigen Einflüsse von körperlicher Aktivität auf das Herz-Kreislauf-System können wichtige Beiträge zu aktuellen präventivmedizinischen Fragen liefern. Neben der Erfassung zentraler Vorgänge interessieren zunehmend Registrierungen der peripheren Flowmotion (1, 9, 13). Das Verfahren der Laser Doppler Spektroskopie (LDS) ermöglicht es, den mikrovaskulären Blutfluss nichtinvasiv mit hoher zeitlicher Auflösung bis zu einer Messtiefe von ca. 8 mm zu erfassen.

Frequenzabhängig lassen sich fünf verschiedene Formen von Flowmotion unterscheiden (1, 9). Die Frequenzen der einzelnen Flowmotionskomponenten, die den Einfluss der Herzaktion, der Atmung, der Myogenen Au-

Summary

The aim of the present study was to evaluate exercise induced changes of the microcirculation by spectral analysis of laser doppler signals based on wavelet transformation.

Non-invasive blood flow measurements (Laser Doppler Spectroscopy LDS) were performed (depth of measurement approx. 1 and 8 mm) on the forearm in 13 healthy non-smoking males before and after a standardized cycling exercise. Blood flow signals were analysed by wavelet transformation in five defined frequency intervals which are proposed to reflect local and central regulatory mechanisms as well as heartbeat and respiration. The mean amplitude of the total spectrum (0,009–2 Hz) and the absolute and relative amplitude of each particular interval were calculated.

The total spectral amplitude and the absolute amplitude of each particular interval increased significantly (1 and 8 mm, $p < 0,05$). Normalized with respect to the total spectrum, the 0,06–0,2 Hz frequency interval amplitude (myogenic activity) increased ($p < 0,05$) while 0,6–2 Hz frequency amplitude (heartbeat) decreased (8 mm, $p < 0,05$). Concerning the measuring depth, a significantly higher amplitude of the total spectrum occurred in the deeper tissue ($p < 0,05$).

It has been demonstrated that LDS in combination with wavelet transformation is a valuable tool for use in the evaluation of exercise induced changes of the microvascular blood flow.

Key words: exercise testing, microcirculation, laser doppler spectroscopy, wavelet transformation

toeregulation, der Neuronalen Kontrolle sowie der endothelvermittelten Regulation auf den Blutfluss repräsentieren, liegen im Bereich von ≈ 1 Hz, $\approx 0,3$ Hz, $\approx 0,1$ Hz, $\approx 0,04$ Hz und $\approx 0,01$ Hz (10, 17).

Um den Blutfluss in seiner physiologischen Dynamik analysieren zu können, müssen die Signale in der Zeit-Frequenz-Ebene dargestellt werden. Nach Bracic & Stefanovska (1) ermöglicht die Wavelet Transformation eine optimale Auflösung im Zeit- und Frequenzbereich und stellt somit ein adäquates Analyseinstrument dar.

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, mittels einer auf der Wavelet Transformation basierenden Spektralanalyse von Laser Doppler Signalen, die spezifischen Effekte körperlicher Aktivität auf die Mikrozirkulation zu erfassen und Informationen über einzelne lokale und zentralnervöse Kontrollmechanismen zu gewinnen.

Material und Methoden

Personenstichprobe

Untersucht wurden 13 gesunde männliche Nichtraucher im Alter von 18 bis 32 Jahren ($25,38 \pm 3,15$).

Als Ausschlusskriterien galten Erkrankungen, die mit vaskulären Störungen einhergehen, sowie die regelmäßige Einnahme vasoaktiver Medikamente.

Messmethodik / Instrumentarium

Bei dem Messinstrument handelt es sich um ein Laser Doppler Spektroskop der Firma LEA Medizintechnik® (Germany). Die Aufzeichnungsrate beträgt 20 Hz. Das Messprinzip beruht auf der Frequenzverschiebung von Laserlicht bei der Streuung an bewegten Teilchen durch den Dopplereffekt. Die Maßeinheit Flow wird in relativen arbiträren Einheiten (AU) angegeben. Der relative Blutfluss wird zeitgleich in der Hautschicht (Messtiefe 1) als auch in der tieferen Gewebeschicht (Messtiefe 2) bis zu ca. 8 mm erfasst (11).

Versuchsaufbau und -durchführung

Im Anschluss an eine 20minütige Akklimatisationsphase folgte eine 30minütige Registrierung des peripheren Blutflusses. Die Messsonde wurde an der Volarseite des linken Unterarms appliziert (9) und während des gesamten Untersuchungszeitraums nicht entfernt. Die Ausbreitung rhythmischer Aktivitäten in den Gefäßen bis in die Peripherie gestattet die Sondenplatzierung am Unterarm und gewährleistet damit eine Vermeidung von Störeinflüssen durch wiederholte Sondenapplikationen bei Messungen im Bereich der Arbeitsmuskulatur. Direkt nach der Messung der Ruheperfusion folgte eine standardisierte submaximale Ausdauerbelastung auf dem Fahrradergometer von insgesamt 20 Minuten. Die individuelle Belastungsintensität wurde eine Woche vor Untersuchungsbeginn mittels eines standardisierten Stufentests (Physical Working Capacity 150) (14) erfasst.

Im Anschluss folgte eine zweite Messung (30 Minuten). Die Probanden befanden sich während der Akklimatisationsphase und während der Messungen in einer entspannten Liegeposition in Rückenlage. Die Raumtemperatur wurde über den gesamten Untersuchungszeitraum konstant gehalten.

Signalverarbeitung – Wavelet Transformation

Die kontinuierliche Wavelet Transformation $\tilde{g}(s, t)$ ist definiert als das Produkt aus dem verwendeten Wavelet $\Psi_{s,t}(u)$ und dem analysierten Signalabschnitt $g(u)$ (Gleichung 1). Bei der Transformation geht demnach ein Signal $g(u)$ in eine Funktion $\tilde{g}(s, t)$ zweier Variablen, Skala s und Zeit t , über. Durch verschiedene Skalierungen des Mother Wavelets

Gleichung 1:
Kontinuierliche Wavelet Transformation

$$\tilde{g}(s, t) = \int_{-\infty}^{\infty} \overline{\Psi_{s,t}}(u) \cdot g(u) du.$$

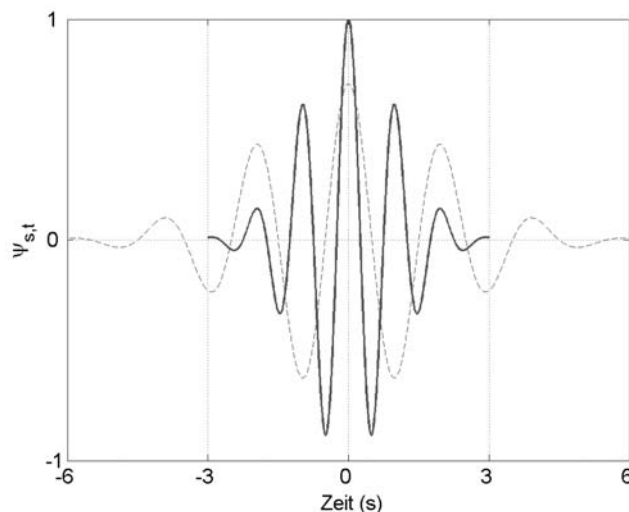


Abbildung 1: Schematische Darstellung des Morlet Wavelets im Zeitbereich für $s=1$ (durchgezogene Linie) und für $s=2$ (gestrichelte Linie)

$\psi(u)$ und dessen Translation entlang des Signals erhält man die entsprechenden Basisfunktionen, die in ihrer Gesamtheit als Wavelet Family $\Psi_{s,t}$ bezeichnet werden (Gleichung 2). Skalenwerte

$|s|$ mit einem Betrag $|s| > 1$ liefern breite Fenster und ermöglichen die Erfassung niedriger Frequenzanteile (6). Skalen-

Gleichung 2:
Basisfunktionen – Wavelet Family

$$\Psi_{s,t} = |s|^{-1/2} \cdot \psi\left(\frac{u-t}{s}\right).$$

werte mit einem Betrag $0 < |s| < 1$ liefern sehr schmale Fenster und dienen zum lokalisierten Nachweis hoher Frequenzen (6). Abbildung 1 verdeutlicht, wie sich mit verschiedenen Skalierungen der Wavelets im Zeitbereich das Zeit-Frequenz-Fenster verändert. Die zeitliche Lokalisierung der auf einer gegebenen Skala s detektierten Frequenzen wird durch das Verschieben der Wavelets um verschiedene Werte des Verschiebungsparameters t entlang des Signals erreicht (6).

Tabelle 1: Frequenzbänder – Übersicht in Anlehnung an (1)

	Frequenzbänder	Physiologisches Korrelat
I	0,009 – 0,02 Hz	Metabolische / Endotheliale Kontrolle
II	0,02 – 0,06 Hz	Neuronale Kontrolle
III	0,06 – 0,2 Hz	Myogene Kontrolle
IV	0,2 – 0,6 Hz	Atmung
V	0,6 – 2 Hz	Herzaktion

Zur Analyse der vorliegenden Blutflussignale wurde das Morlet Wavelet verwendet. Die erfassten Signale wurden in definierten Frequenzintervallen (s. Tab. 1), die den Einfluss lokaler und zentralnervöser Regulationsmechanismen sowie der Herz- und Lungenfunktion auf den mikrovaskulären Blutfluss repräsentieren (1, 9), analysiert. Berechnet wurden die mittlere Amplitude des Gesamtspektrums von 0,009–2 Hz und die Absolute Amplitude des Frequenzgehaltes der in Tab. 1 dargestellten Intervalle. Ferner wurde die Absolute Amplitude pro Frequenzintervall an der mittleren Amplitude des Gesamtspektrums relativiert (Relative Amplitude).

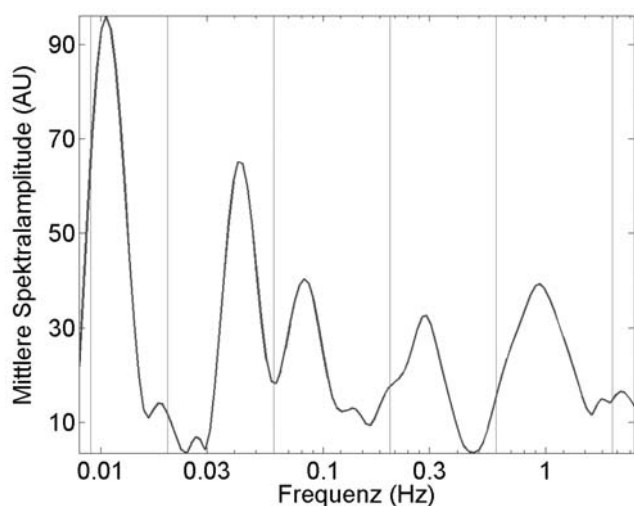


Abbildung 2: Exemplarische Projektion der Wavelet Transformation eines Laser Doppler Signals gemittelt über den Zeitraum Δt , für den die Wavelet Transformation berechnet wurde

Statistik

Aktivitätsinduzierte Veränderungen des Frequenzspektrums und des Blutflusses in unterschiedlichen Messtiefen wurden unter Verwendung nichtparametrischer Testverfahren analysiert. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt.

Ergebnisse

Abbildung 2 zeigt die exemplarische Projektion der Wavelet Transformation eines LDS-Signals gemittelt über den Zeitraum Δt , für den die Wavelet Transformation berechnet wurde.

Die Blutflusswerte vor und nach standardisierter Ausdauerbelastung zeigten in beiden Messtiefen im Median signifikante Anstiege (Messtiefe 1: 13,84 AU (3,19-44,97) vs. 77,85 AU (19,07-137,15); Messtiefe 2: 70,63 AU (25,24-156,62) vs. 191,79 AU (101,56-377,65)) ($p < 0,05$). Insgesamt konnte vor standardisierter Ausdauerbelastung eine ca. 5-fach höhere Perfusion in den tieferen Gewebeschichten (70,63 AU (25,24-156,62)) im Vergleich zur Hautschicht (13,84 AU (3,19-44,97)) nachgewiesen werden. Nach Belastung war die Perfusion der tieferen Gewebeschichten (191,76 AU (101,56-377,65)) ca. 2,5-fach höher als die in der Hautschicht (77,85 AU (19,07-137,15)).

Gleichzeitig zeigte sich eine signifikante Erhöhung der Amplitude des Gesamtspektrums von 0,009-2 Hz und der Absoluten Amplitude pro Frequenzintervall in beiden Messtiefen ($p < 0,05$) (vgl. Tab. 2).

Dabei ergab sich für beide Messtiefen bezüglich der am Gesamtspektrum relativierten Amplitude im Frequenzintervall von 0,06-0,2 Hz eine signifikante Zunahme. In Messtiefe 2 zeigte sich im Frequenzintervall von 0,6-2 Hz eine signifikante Abnahme der Relativen Amplitude. Die Relative Amplitude der Oszillationen in den anderen Frequenzintervallen zeigte keine signifikante Veränderung (vgl. Tab. 3).

Die Analyse der Amplitude des Gesamtspektrums von 0,009-2 Hz zeigte vor standardisierter Ausdauerbelastung in Messtiefe 2 eine ca. 3,4-fach bzw. nach Belastung eine 2,4-fach höhere Amplitude im Vergleich zur Messtiefe 1 (vgl. Tab. 2).

Die im tieferen Messareal registrierten LDS-Signale zeigten vor und nach standardisierter Ausdauerbelastung eine signifikant höhere Absolute Amplitude pro Frequenzintervall als die in den oberflächennahen Gewebeschichten registrierten Signale ($p < 0,05$) (vgl. Tab. 2). Der Vergleich der Ausgangswerte zeigte eine signifikant höhere Relative Amplitude im Frequenzintervall von 0,6-2 Hz im tieferen Messareal (vgl. Tab. 3). Die Relative Amplitude der Oszillationen in den anderen Frequenzintervallen zeigte keinen signifikanten Unterschied in Abhängigkeit der Messtiefe (vgl. Tab. 3). Nach Standardbelastung wurde kein signifikanter Unterschied bezüglich der Relativen Amplitude in Abhängigkeit der Messtiefe festgestellt (vgl. Tab. 3).

Diskussion

Zur tiefenselektiven Erfassung bewegungsinduzierter Veränderungen der Mikrozirkulation wurde im Rahmen der vorliegenden Studie das Verfahren der LDS in Verbindung mit der von Bracic & Stefanovska 1998 (1) eingeführten Wavelet Transformation eingesetzt. Diese analysiert frequenzabhängig fünf verschiedene Formen von Flowmotion. Periodische Schwankungen mit einer Frequenz von ≈ 1 Hz sind auf die kardiale Pulsation zurückzuführen (12). Die Oszillationen im Frequenzbereich von $\approx 0,2-0,3$ Hz sind synchron mit der Atmung (12). Die myogene Antwort der glatten Gefäßmuskulatur auf intravasculäre Blutdruckschwankungen manifestiert sich in Form von Oszillationen mit einer Frequenz von 0,1 Hz (7). Untersuchungen von Kastrup et al. (7) und Söderström et al. (17) weisen darauf hin, dass das sympathische Nervensystem das physiologische Korrelat der Oszillationen mit einer Frequenz von $\approx 0,4$ Hz ist. Kvernmo et al. (10) und Stefanovska et al. (15) untersuchten den Einfluss endothelabhängiger und endothelunabhängiger Vasodilatoren auf die verschiedenen Typen von Oszillationen im LDS-Signal. Die Ergebnisse zeigen, dass sich die endothelvermittelte (metabolische) Kontrolle mit einer Frequenz von $\approx 0,01$ Hz manifestiert.

Die vorliegenden signifikanten Erhöhungen der Amplituden des Gesamtspektrums von 0,009-2 Hz nach körperlicher Arbeit deuten auf eine gesteigerte vasomotorische Aktivität infolge erhöhter Stoffwechselbedingungen hin. Über lokal und zentralnervös vermittelte Tonusänderungen der glatten Muskelzellen wird der Gefäßdurchmesser rhythmisch variiert. Diese Kaliberänderungen haben direkten Einfluss auf den vaskulären Widerstand (5). Funk et al. (3) untersuchten den Zusammenhang zwischen der Amplitudenhöhe der Durchmesseränderungen und dem Gefäßwiderstand anhand eines analytischen Modells. Es wurde gezeigt, dass die rhythmischen Änderungen des

Tabelle 2: Amplitude des Gesamtspektrums von 0,009-2 Hz und Absolute Amplitude pro Frequenzintervall in Messtiefe 1 und Messtiefe 2 vor (prä) und nach (post) standardisierter Ausdauerbelastung – Darstellung der Daten durch Angabe des Medians innerhalb der Variationsbreite (Min.-Max.). * signifikant (p<0,05) prä zu post; # signifikant (p<0,05) Messtiefe 2 zu Messtiefe 1

Frequenzband	Messtiefe 1		Messtiefe 2	
	Amplitude (AU) prä	Amplitude (AU) post	Amplitude (AU) prä	Amplitude (AU) post
0,009 – 2 Hz	22,4 (9,53-60,19)	59,55* (15,85-99,18)	75,19# (37,18-158,93)	144,62*# (88,47-205,77)
0,009 – 0,02 Hz	63,81 (34,71-299,48)	240,80* (68,59-366,85)	257,78# (97,03-665,59)	442,02*# (236,58-741,90)
0,02 – 0,06 Hz	52 (25,68-155,59)	179,70* (49,85-407,58)	186,50# (72,16-543,52)	409,22*# (167,42-606,46)
0,06 – 0,2 Hz	21,82 (11,90-100,80)	133,52* (26,34-181,36)	106,21# (41,41-242,58)	223,52*# (113,38-381,16)
0,2 – 0,6 Hz	12,97 (8,01-41,83)	44,58* (15,68-92,46)	58,27# (28,63-113,12)	105,74*# (69,41-161,52)
0,6 – 2 Hz	18,76 (8,85-58,47)	49,92* (13,89-100,69)	74,05# (38,83-159,45)	131,61*# (69,99-214,33)

Gefäßdurchmessers den Gefäßwiderstand gemäß dem Gesetz von Poiseuille verringern. Die unter erhöhten hämodynamischen und metabolischen Bedingungen gesteigerte vasomotorische Aktivität (5) führt zu einer Abnahme des peripheren Gefäßwiderstandes und infolge zu einer gesteigerten Mikroperfusion.

Die in der vorliegenden Studie ermittelte Steigerung der vasomotorischen Aktivität ist auf eine generell erhöhte Aktivität lokaler und systemischer Mechanismen der Blutflusskontrolle zurückzuführen. Die Einstellung und Anpassung der Gefäßperfusion an erhöhte Stoffwechselbedingungen infolge körperlicher Arbeit erfolgt damit durch Zunahme des Herzzeitvolumens und der Lungenfunktion sowie durch die neuronale, myogene, metabolische und endotheliale Regulation des peripheren Strömungswiderstandes. Signifikante Erhöhungen der Absoluten und der Relativen Amplituden im Frequenzintervall von 0,06-0,2 Hz in beiden Messtiefen deuten darauf hin, dass sich der relative Anteil der myogenen Aktivität der peripheren Widerstandsgefäße an der Blutflussregulation nach dem Ausdauererfolg in Relation zur Ruhephase signifikant erhöht hat. Diese Ergebnisse stimmen mit Resultaten von Kvernmo et al. (9) überein, die ebenfalls signifikant höhere Absolute und Relative Amplituden der Oszillationen im Frequenzintervall von 0,06-0,2 Hz nach standardisierter Ausdauerbelastung nachwiesen. Es ist anzunehmen, dass die myogene Antwort eine Schlüsselrolle bei der Kontrolle der Organperfusion einnimmt.

Nach der Ausdauerbelastung wurde in den tieferen Gewebeschichten eine Abnahme des relativen Anteils der Herzaktion an der Blutflussregulation registriert. Zwar kam es auch hier zu einer bewegungsinduzierten Zunahme der Herzaktion an der Blutflussregulation, diese fällt jedoch in Relation zu den Aktivitätssteigerungen der übrigen Kontrollmechanismen geringer aus. Dies deutet darauf hin, dass die Einflussnahme der Herzstätigkeit auf die

Perfusion nach körperlicher Arbeit durch lokal wirksame Regulationsmechanismen, insbesondere durch die myogene Antwort der Gefäßmuskulatur, weitgehend überlagert wird. In Messtiefe 1 hingegen wurden keine relativen Veränderungen der Herzaktion beobachtet. Kvernmo et al. (9) registrierten ebenfalls keine signifikanten Veränderungen der Herzaktion an der Einstellung der Hautperfusion nach körperlicher Arbeit im Vergleich zur Ruhephase.

In der vorliegenden Studie zeigten auch die Lungenfunktion sowie die neuronale, metabolische und endotheliale

Regulation des Gefäßwiderstandes keine signifikanten Veränderungen ihres relativen Anteils an der Blutflussregulation nach körperlicher Arbeit im Vergleich zur Ruhephase.

Die größere Amplitude des Gesamtspektrums deutet in den tieferen Gewebeschichten auf eine relativ höhere vasomotorische Aktivität hin, die sich aus einer vergleichs-

Tabelle 3: Relative Amplitude pro Frequenzintervall in Messtiefe 1 und Messtiefe 2 vor (prä) und nach (post) standardisierter Ausdauerbelastung – Darstellung der Daten durch Angabe des Medians innerhalb der Variationsbreite (Min.-Max.). * = signifikant (p<0,05) prä zu post; # = signifikant (p<0,05) Messtiefe 2 zu Messtiefe 1

Frequenzband	Messtiefe 1		Messtiefe 2	
	Amplitude (AU) prä	Amplitude (AU) post	Amplitude (AU) prä	Amplitude (AU) post
0,009 – 0,02 Hz	4,43 (2,03-8,13)	3,91 (2,07-6,92)	3,78 (1,98-6,71)	3,61 (1,76-5,71)
0,02 – 0,06 Hz	2,90 (1,98-4,98)	3,02 (1,58-5,82)	2,41 (1,27-3,83)	2,83 (1,89-4,19)
0,06 – 0,2 Hz	1,58 (0,91-2,05)	1,84* (1,07-3,05)	1,19 (0,81-1,96)	1,84* (0,95-2,68)
0,2 – 0,6 Hz	0,80 (0,53-1,03)	0,73 (0,62-1,00)	0,77 (0,53-0,95)	0,78 (0,62-0,96)
0,6 – 2 Hz	0,96 (0,79-1,05)	0,88 (0,72-1,05)	1,03# (0,85-1,07)	0,93* (0,78-1,09)

weise höheren Aktivität der Regelsysteme ergibt. Dementsprechend wurden signifikant höhere Absolute Amplituden pro Frequenzintervall in Messtiefe 2 registriert. Die relativ höhere vasomotorische Aktivität in den tieferen Gewebeschichten deutet dem Gesetz von Poiseuille folgend auf einen niedrigeren Strömungswiderstand und somit eine höhere Perfusionsrate der tieferen Gewebeschichten im Vergleich zur Oberfläche hin. Diese messtiefenabhängigen Differenzen bezüglich der Flow-Werte, der mittleren Amplituden des Gesamtspektrums und der Absoluten Amplituden pro Frequenzintervall lassen darauf schließen, dass die LDS mit den tiefen Detektionskanälen die Perfusion der Muskulatur valide erfasst. Die deutlich höhere vasomotorische Aktivität und Perfusion des tieferen Gewebes weisen auf eine höhere Stoffwechselrate des Muskelgewebes im Vergleich zur Haut hin. In diesem Sinne bestätigen die vorliegenden Ergebnisse Studien von Kvernebo et al. (8), die bei simultaner invasiver und oberflächlicher LDF-Messung signifikant höhere Blutfluss-

werte ($\approx 1,8$ fach) des Muskelgewebes im Vergleich zur Haut nachweisen konnten. Hoffmann et al. (4) berichten bei Vergleichsmessungen von 3,5-4fach höheren Blutflusswerten der Muskulatur im Vergleich zur Haut. Es sei jedoch angemerkt, dass der Blutfluss der Muskulatur durch die traumatische Invasion der Sonde möglicherweise beeinflusst wurde.

Die Analyse der Relativen Amplituden vor dem Ausdauerstest zeigt ausschließlich in Messtiefe 2 im Frequenzintervall von 0,6-2 Hz signifikant höhere Werte. Der relative Anteil der Herzaktion an der Blutflussregulation scheint somit in den tieferen Gewebeschichten größer.

Der Vergleich der relativen Anteile der niedrigen Frequenzkomponenten im Intervall von 0,009-0,02, 0,02-0,06 und 0,06-0,2 mit dem relativen Anteil der hohen Herzfrequenz im Intervall von 0,6-2 Hz, zeigt einen Trend zu einer relativ höheren Einflussnahme der niedrigen Frequenzkomponenten in der Haut. Der Anteil der lokalen Kontrollmechanismen (endothelial, metabolisch, neuronal und myogen) scheint somit in der Haut größer zu sein, als in den tieferen Gewebeschichten. Der relative Anteil der höherfrequenten Herzaktion überwiegt hingegen in den tieferen Gewebeschichten. Aufgrund dieser messtiefenabhängigen Unterschiede hinsichtlich der relativen Einflussnahme der Herzaktion im Vergleich zu regional wirksamen Kontrollsystemen, kann schlussfolgernd angenommen werden, dass der Blutfluss in der Tiefe distributiven Charakter hat, d.h. das Herz pumpt das Blut durch die Arteriolen in die Peripherie. Die bedarfsangepasste Redistribution der Stromstärke auf das kapilläre Netzwerk, wo letztendlich der Stoffaustausch stattfindet, erfolgt dann durch die lokal gesteuerte Modulation des Gefäßwiderstandes, die sich im niederfrequenten Bereich manifestiert (16). Dies führt zu der Annahme, dass der Blutfluss in der Haut thermoregulativen und nutritiven Charakter besitzt. Der relativ höhere Einfluss der Herzaktion auf den Blutfluss, der unter Ruhebedingungen in Messtiefe 2 registriert wurde, wurde möglicherweise durch die relativ höhere Aktivität der lokalen Regulationsmechanismen nach körperlicher Arbeit überlagert.

Die kardiovaskulären Regulationsmechanismen bilden ein komplexes integratives System zur Kontrolle der Perfusion, dessen Beschreibung eine entsprechende Betrachtungsweise erfordert. In der vorliegenden Studie konnte wiederholt gezeigt werden, dass die Laser Doppler Techniken in Verbindung mit der von Bracic & Stefanovska 1998 (1) eingeführten Wavelet Transformation einen adäquaten Ansatz zur quantitativen Evaluation kardiovaskulärer Kontrolle liefert (1, 2, 9, 17). Dabei ist der vergleichsweise geringe Stichprobenumfang zu berücksichtigen. Weiterführende Studien, die a priori optimale Stichprobenumfänge auf Grundlage der vorgelegten Ergebnisse und Effekte bestimmen, sollten die Einflüsse individueller kardiopulmonaler Leistungsfähigkeit und unterschiedlicher Testintensitäten auf die Blutflussregulation untersuchen.

Danksagung der Autoren

Die Studie erfolgte mit Unterstützung durch den DAAD (Kennziffer D/04/08590).

Literatur

1. Bracic M, Stefanovska A: Wavelet-based Analysis of Human Blood-flow Dynamics. *Bull math Biol* 60 (1998) 919-935.
2. Bracic M, Stefanovska A: Wavelet analysis in studying the dynamics of blood circulation. *Nonlinear Phenomena in Complex Systems* 2 (1999) 1, 68-77.
3. Funk W, Endrich B, Messmer K, Intaglietta M: Spontaneous arteriolar vasomotion as a determinant of peripheral vascular resistance. *Int J Microcirc Clin Exp* 2 (1983) 11-25.
4. Hoffmann U, Uckay I, Fischer M, Wen S, Franzeck UK, Bollinger A: Simultaneous assessment of muscle and skin blood fluxes with the laser-Doppler technique. *Int J Microcirc Clin Exp* 15 (1995) 2, 53-59.
5. Intaglietta M: Vasomotion as Normal Microvascular Activity and a Reaction to Impaired Homeostasis, in: Intaglietta M (Hrsg.): *Progress in Applied Microcirculation*. Vol. 15: Vasomotion and Flow Modulation in the microcirculation. Karger Verlag, Basel, 1989, 1-9.
6. Kaiser G: *A Friendly Guide to Wavelets*. Birkhäuser, Boston, 1994.
7. Kastrup J, Bühlow J, Lassen NA: Vasomotion in human skin before and after local heating recorded with laser Doppler flowmetry. A method for induction of vasomotion. *Int J Microcirc Clin Exp* 8 (1989) 205-215.
8. Kvernebo K, Staxrud LE, Salerud EG: Assessment of Human Muscle Blood Perfusion with Single-Fiber Laser Doppler Flowmetry. *Mic Res* 39 (1990) 376-385.
9. Kvernmo HD, Stefanovska A, Bracic M, Kirkeboen KA, Kvernebo K: Spectral Analysis of the Laser Doppler Perfusion Signal in Human Skin before and after Exercise. *Mic Res* 56 (1998) 173-182.
10. Kvernmo HD, Stefanovska A, Kirkeboen KA, Kvernebo K: Oscillations in the Human Cutaneous Blood Perfusion Signal Modified by Endothelium-Dependent and Endothelium-Independent Vasodilators. *Mic Res* 57 (1999) 298-309.
11. LEA-Medizintechnik GmbH: *Handbuch O2C*. LEA-Medizintechnik GmbH, Giessen, 2003.
12. Mück-Weymann ME, Albrecht HP, Hiller D, Hornstein OP, Bauer RD: Respiratory-dependent laser-Doppler flux motion in different skin areas and its meaning to autonomic nervous control of the vessels of the skin. *Mic Res* 52 (1996) 69-78.
13. Poderys J: Peculiarities of muscle blood flow and cardiovascular function during sprint workouts, in: Müller E, Schwaneder H, Zallinger G, Fastenbauer V (Hrsg.): *Proceedings of the 8th Annual Congress of the European College of Sport Science*, Salzburg, 2003, 82.
14. Rost R: *Lehrbuch der Sportmedizin*. Deutscher Ärzte-Verlag, Köln, 2001.
15. Stefanovska A, Bracic M, Kvernmo HD: Wavelet Analysis of Oscillations in the Peripheral Blood Circulation Measured by Laser Doppler Technique. *IEEE Trans Biomed Eng* 46 (1999) 1230-1239.
16. Stefanovska A, Bracic Lotric M, Strle S, Haken H: The cardiovascular system as coupled oscillators? *Physiol Meas* 22 (2001) 535-550.
17. Söderström T, Stefanovska A, Veber M, Svensson H: Involvement of sympathetic nerve activity in skin blood flow oscillations in humans. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 284 (2003) 1638-1646.

Korrespondenzadresse:

Prof. Dr. med. Dr. phil. Winfried Banzer

Abteilung Sportmedizin

Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt/Main

Ginnheimer Landstraße 39

60487 Frankfurt am Main

E-mail: banzer@sport.uni-frankfurt.de