

Studie: Flow beim Laufen

Simon Bogutzky

Mai 2015

Abkürzungsverzeichnis

AFP	Anforderungs-Fähigkeits-Passung	2
ANS	autonome Nervensystem	10
EKG	Elektrokardiogramm	2
FFT	Fast Fourier Transformation	6
FKS	Flow-Kurzskala	1
GPS	Global Positioning System	2
HF	High Frequency	6
HRV	Herzfrequenzvariabilität	1
LF	Low Frequency	6
VHF	Very High Frequency	6
WT	Wavelet Transformation	6

Ziel

Die Studie diene dazu statistische Beziehungen zwischen:

- Flow und der Herzfrequenzvariabilität (**HRV**)

beim Laufen herzustellen.

Methode

Flow-Diagnostik

Flow-Kurzskala

Zur subjektiven Erfassung des Flow-Erlebens kam die Flow-Kurzskala (**FKS**) von [Rheinberg et al. \(2003\)](#) zum Einsatz. Die **FKS** besteht aus insgesamt 16 Items. Die ersten zehn Items bilden anhand einer 7-Punkte-Likert-Skala (“trifft nicht zu” = 1 bis “trifft zu” = 7) Komponenten des Flow-Erlebens ab und [Rheinberg et al. \(2003\)](#) fassen sie als Generalfaktor zusammen. Zur Differenzierung des Flow-Konstrukts ist der Generalfaktor der **FKS** in zwei Faktoren (Subdimensionen) unterteilt. Faktor I umfasst sechs Items, die Aussagen zum “Glatten automatisierten Verlauf” einer Tätigkeit beschreiben. Faktor II beinhaltet vier Items, die mit “Absorbiertheit” in Zusammenhang stehen. Der Reliabilitätskoeffizient der zehn Items im Generalfaktor (Cronbachs

Alpha) liegt nach Angaben von Rheinberg et al. (2003, S. 9) im Bereich um $\alpha = 0.90$. Da nicht damit zu rechnen ist, dass in Anforderungssituationen ausschließlich Flow entsteht, sondern Anforderungssituationen auch Angst und Besorgnis auslösen können, erweiterten Rheinberg et al. (2003) die FKS durch eine "Besorgniskomponente". Diese besteht aus drei Items (Nr. 11 bis 13, Cronbachs $\alpha = 0.80$ bis $\alpha = 0.90$). Am Ende der FKS nehmen die Probanden drei Einschätzungen zur Anforderungs-Fähigkeits-Passung (AFP) (auf einer 9-Punkte-Skala) vor. Das Item 14 fokussiert sich auf einen Vergleich der Schwierigkeit der jetzigen Tätigkeit mit allen anderen Tätigkeiten (leicht vs. schwer) und das Item 15 auf die eigene Leistungsfähigkeit (niedrig vs. hoch). Das Item 16 fragt direkt, auf die aktuelle Tätigkeit bezogen, nach der subjektiv wahrgenommenen AFP (zu gering vs. zu hoch).

Herzfrequenzvariabilität

Die HRV operationalisiert die Fluktuationen der Herzperiodendauer in einem festgelegten Zeitraum und wird aus der Zeitreihe der aufeinanderfolgenden RR-Intervalle mit Hilfe verschiedener Kenngrößen bestimmt (Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology 1996, Berntson et al. 1997). Zwischen einzelnen Kenngrößen bzw. Merkmalen der HRV und Flow-Erleben suche ich einen Zusammenhang.

Untersuchungsdesign

Ein männlicher Freizeitläufer (29) nahm am Experiment teil. Er lief in sechs aufeinanderfolgenden Wochen an einem Tag 60 Minuten jeweils die gleiche Strecke und zur gleichen Tageszeit.

Vor jedem Lauf rüstete ich ihn mit einem geladenen Smartphone, einem passenden Smartphone-Armband, zwei geladenen Bewegungssensoren, einem geladenen Elektrokardiogramm (EKG)-Sensoren und vier Elektroden aus. Die Anordnung des Equipments ist Abbildung 1 zu entnehmen.

Während jedes Laufes zeichnete eine eigens entwickelte App EKG und Bewegungsdaten mit Hilfe der tragbaren Sensoren des Unternehmens Shimmer Research (Shimmer 2r) auf. Die App läuft auf dem Android OS ab Version 4.4 und kommuniziert mit den Sensoren über Bluetooth. Die Bewegungssensoren besitzen einen Beschleunigungsmesser und ein Kreiselinstrument, die beide auf jeweils drei Achsen messen. Für das Experiment nutzte ich das Smartphone Samsung Galaxy Nexus, welches auch über einen Beschleunigungsmesser und ein Kreiselinstrument verfügt. Alle Bewegungssensoren arbeiten mit einer Datenrate von 100 Hz. Der EKG-Sensor von Shimmer Research arbeitet mit vier Ableitungen. Im Experiment nutzte ich Knopfelektroden und eine Datenrate von 256 Hz. Alle 15 Minuten während jedes Laufes forderte die App mit einem Signal den Läufer auf, eine FKS auszufüllen. Vor jedem Lauf führte der Läufer eine 15-minütige Ruhemessung durch.

Nach jedem Lauf übertrug ich die gesammelten Daten für die software-technische Analyse auf meinen Arbeitsrechner. Die Daten bestehen für jeden Lauf aus der Bewertung der fünf FKS, EKG-Daten, Global Positioning System (GPS)-Positionen, Beschleunigungen und Winkelgeschwindigkeiten von den Körperpositionen Bein, Arm und Handgelenk.

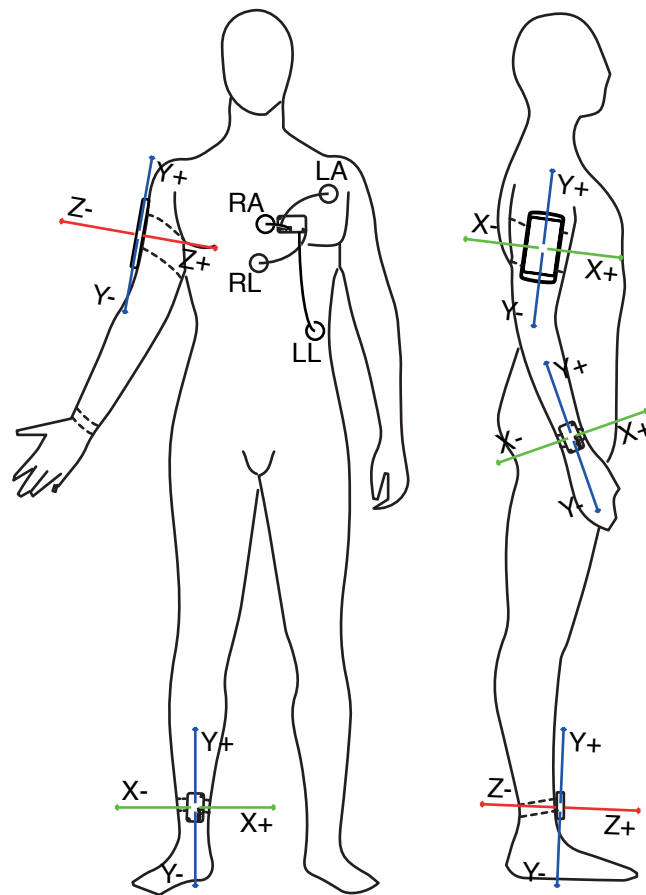


Abbildung 1: Anordnung des Equipments — Smartphone am Oberarm; Bewegungssensoren am Handgelenk und Schienbein; EKG-Sensor mit vier Ableitungen am Oberkörper

Datenverarbeitung

Flow-Kurzskala

Aus der Bewertung der **FKS** berechnete ich die Faktoren der **FKS**. Die Ergebnisse zeigt die Tabelle 1. Der Generalfaktor steigt im arithmetischen Mittel von Ruhemessung zur ersten Laufmessung. Danach sinkt er ein wenig. Der glatte Verlauf fällt im arithmetischen Mittel bis zur 45-Minute. Danach steigt er ein wenig. Die Absorbiertheit verhält sich gegenläufig. Im arithmetischen Mittel steigt die **AFP** kontinuierlich (siehe Abbildung 2).

Tabelle 1: Werte sind arithmetische Mittel \pm Standardabweichung; Faktoren nach Ruhe, 15-, 30-, 45- und 60-Minuten Laufen [N = 6]

	<i>Ruhe</i>	15'	30'	45'	60'
Generalfaktor	4.50 \pm 0.32	4.78 \pm 0.46	4.73 \pm 0.31	4.75 \pm 0.51	4.70 \pm 0.37
glatter Verlauf	5.53 \pm 0.32	5.19 \pm 0.39	5.00 \pm 0.33	4.89 \pm 0.53	4.94 \pm 0.42
Absorbiertheit	2.96 \pm 0.68	4.17 \pm 0.61	4.33 \pm 0.30	4.54 \pm 0.58	4.33 \pm 0.38
Besorgnis	1.78 \pm 0.66	2.28 \pm 0.44	2.11 \pm 0.27	2.11 \pm 0.27	2.11 \pm 0.27
AFP	2.89 \pm 0.69	3.94 \pm 0.44	4.33 \pm 0.37	4.56 \pm 0.34	4.61 \pm 0.53

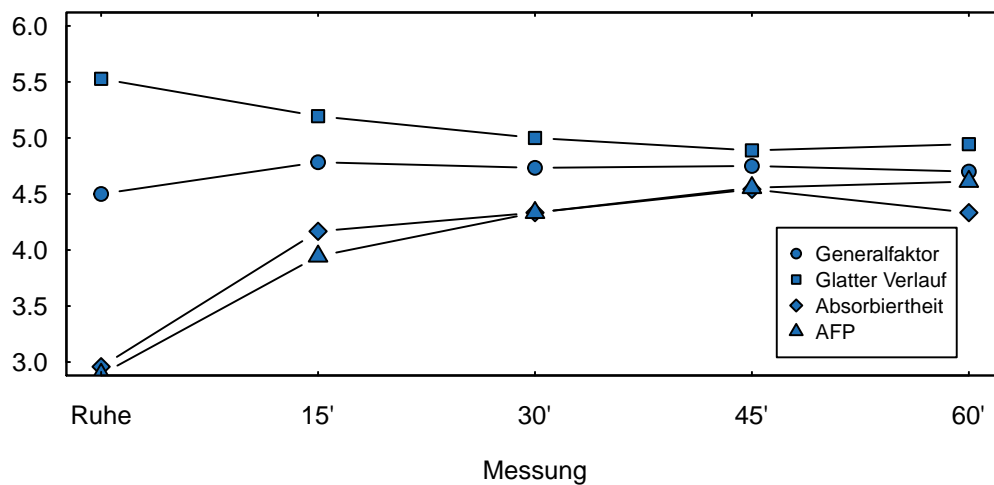


Abbildung 2: Arithmetische Mittel von Absorbiertheit, AFP und glatten Verlauf nach Ruhe, 15-, 30-, 45- und 60-Minuten Laufen [N = 6]

HRV-Analyse

Von den **EKG**-Daten entfernte ich die Zeiten für die Bewertung der **FKS** und erhielt jeweils 15-Minuten Abschnitte (siehe Abbildung 3 von A zu B). Zur effizienteren Verarbeitung in KubiosHRV (Tarvainen et al. 2014) teilte ich die 15-Minuten Abschnitte in jeweils drei fünf Minuten Abschnitte (siehe Abbildung 3 C). Zur RR-Intervall Berechnung las ich die 90 fünf Minuten Abschnitte in KubiosHRV (Version 2.1) ein. Die R-Spitzen-Erkennung von KubiosHRV identifiziert größtenteils die Herzschläge automatisch, trotzdem ist eine manuelle Nachbearbeitung

notwendig. Nicht erkannte Herzschläge fügte ich hinzu und zu viel erkannte Herzschläge entfernte ich. **EKG**-Daten mit mehr als 2% an abnormalen Erkennungen habe ich aus der Datensammlung entfernt. Zur **HRV**-Analyse nutze ich die letzten fünf Minuten jedes 15-Minuten Abschnittes. Das hatte folgende Gründe:

- Die ersten fünf Minuten sind beeinflusst von der Ruhephase vor dem Lauf und nach jeder Bewertung der **FKS** (siehe Abbildung 3 C am Anfang)
- Die letzten fünf Minuten liegen direkt vor der Bewertung der **FKS** (siehe Abbildung 3 C am Ende)
- Für die letzten fünf Minuten musste ich keinen Datensatz aufgrund von Artefakten aus der Datensammlung entfernen

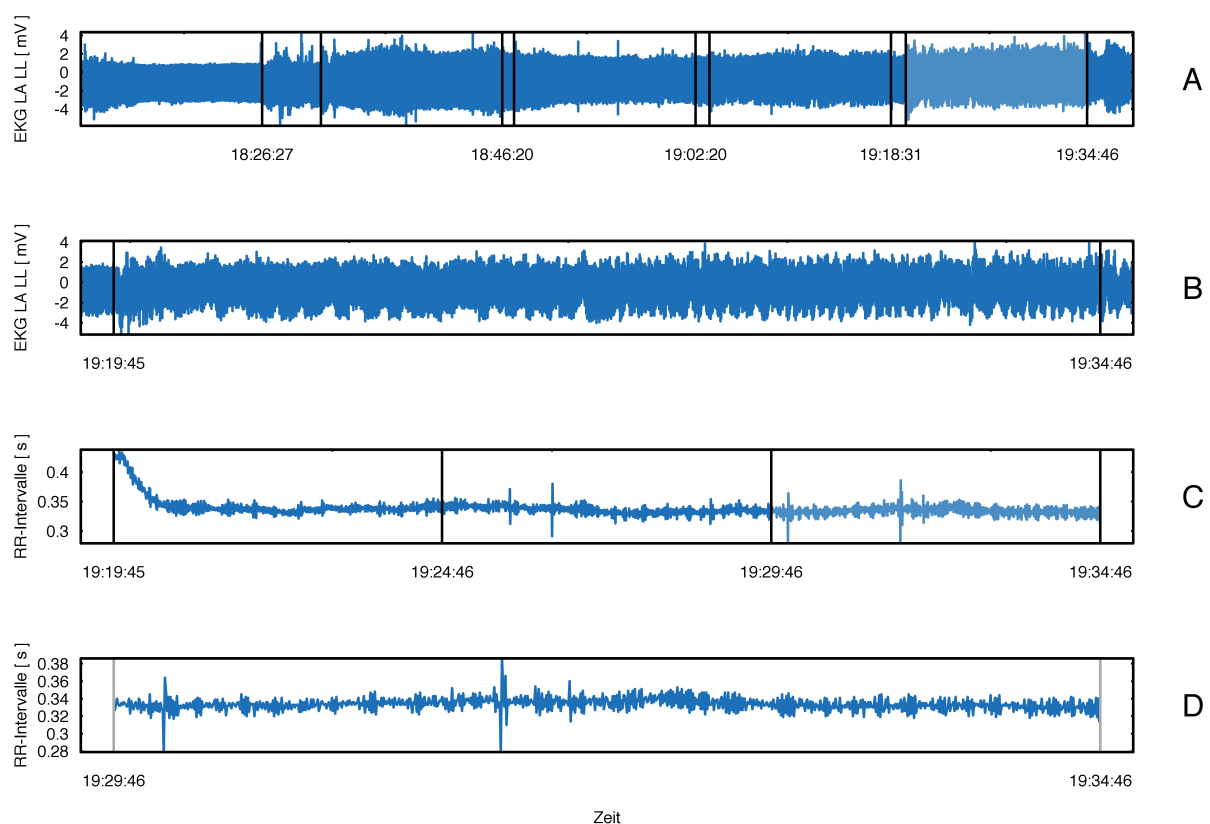


Abbildung 3: EKG-Signalverarbeitung — (A) Gesamtes EKG-Signal; (B) 15 Minuten EKG-Signal des Laufens; (C) Berechnete RR-Intervalle der 15 Minuten; (D) Abschließenden fünf Minuten RR-Intervalle vor der Bewertung der FKS

Nach der Berechnung der RR-Intervalle analysierte ich die **HRV** in R mit Hilfe des Package RHRV (Rodríguez-Liñares et al. 2010). Im ersten Schritt filterte ich die RR-Intervalle mit der in RHRV integrierten Filterfunktion. Sie implementiert einen Algorithmus, der einen adaptiven Grenzwert nutzt, um RR-Intervalle abzulehnen oder zu akzeptieren. Der Algorithmus vergleicht den gegenwärtigen RR-Intervall mit dem vorherigen RR-Intervall, dem nachfolgenden RR-Intervall und einem Mittelwert der letzten 50 RR-Intervalle. Der Unterschied zwischen den drei Vergleichen darf für eine Akzeptanz nicht mehr als 13% betragen. Zusätzlich muss der gegenwärtige RR-Intervall zwischen einem Maximalwert und einem Minimalwert von drei

Standabweichungen vom Mittelwert liegen, damit die Funktion ihn nicht herausgefiltert (wie bei [de Manzano et al. \(2010\)](#)). Im nächsten Schritt interpolierte ich linear (4 Hz) die RR-Intervalle, damit ein gleicher zeitlicher Abstand zwischen den Datensätzen gewährleistet ist.

Ein Grundproblem der **HRV**-Analyse unter körperlicher bzw. sportlicher Belastung ist die Nichtstationarität der Zeitreihe der aufeinanderfolgenden RR-Intervalle. Aus diesem Grund empfehlen [Sarmiento et al. \(2013, S. 113\)](#) traditionelle Methoden der Spektralanalyse wie die Fast Fourier Transformation (**FFT**) nicht zu verwenden. Auch [Hoos \(2010, S. 61\)](#) schreibt von Autoren, die argumentieren, dass für hohe Intensitäten Ergebnisse der traditionellen Spektralanalyse der **HRV** im Allgemeinen und insbesondere der absoluten Einheiten zur Beschreibung der autonomen Funktion unter körperlicher bzw. sportlicher Belastung kaum geeignet sind. Sie führen dies einerseits auf methodische Probleme wie der belastungsbedingten Nichtstationarität und andererseits auf ihre mangelnde Vergleichbarkeit mit Ergebnissen unter schwachen Intensitäten zurück. Vgl. [Hoos \(2010, S. 61\)](#) lässt sich die gewohnte belastungsinduzierte Verschiebung von der vagalen zur sympathikotonen Dominanz oftmals nicht feststellen.

Daraus folgt laut [Hoos \(2010, S. 61f.\)](#) die Forderung deutlich adäquaterer Methoden einzusetzen. Zu diesen Methoden gehören alternative Spektralanalysemethoden (z. B. Coarse Graining Spektralanalyse (CGSA), Kurzzeitfourier-Analyse (STFT) oder kontinuierliche Wavelet Transformation (CWT)) oder nicht-lineare Verfahren (insbesondere Detrended Fluctuation Analysis (DFA), Sample Entropie (SampEn)). Bei der Nutzung von alternativen Spektralanalysemethoden unter körperlicher bzw. sportlicher Belastung fordern die von [Hoos \(2010, S. 62\)](#) zitierten Wissenschaftler die Verwendung von einer belastungsadäquaten Erweiterung des HF-Spektralbands mindestens bis zur maximalen Atemfrequenz (~ 1 Hz). Des Weiteren fordern sie eine Abkehr von der bisherigen Interpretation der Spektralbändern, da sich im High Frequency (**HF**)-Band bei körperlicher bzw. sportlicher Belastung vor allem mechanisch bedingte Resonanz- und Kopplungsphänomene mit der Atmung und der motorischen Aktivität zu manifestieren scheinen.

Aufgrund der vorgestellten Forderungen verwende ich eine Wavelet Transformation (**WT**) zur Spektralanalyse. Die **WT** ist ein leistungsfähiges Werkzeug zur Analyse von nichtstationären Signalen wie der Zeitreihe der RR-Intervalle. Die Analyse basiert auf einem Mutter-Wavelet. Das Mutter-Wavelet ist eine lokalisierte, oszillierende, reguläre Funktion $\psi(t)$. Wavelet-Funktionen sind anders als die Sinusfunktionen, auf der die **FFT** basiert, im Raum lokalisiert. Dadurch erhält die **WT** die zeitliche und spektrale Dimension. Für die Analyse nichtstationärer Signale ist damit vgl. [Rodríguez-Liñares et al. \(2010, S. 207\)](#) die **WT** der **FFT** vorzuziehen.

Die Verwendung der **WT** ermöglicht die detaillierte Bewertung der Entwicklung der Herzreaktion in der Zeit, in der sich der Organismus auf die Intensität des Laufens, aber vermutlich auch auf die Zustandsveränderung im Flow einrichtet. Die Veränderungen der **HRV**-Signalenergie (Gesamt, Low Frequency (**LF**) und **HF**-Very High Frequency (**VHF**)) versuche ich als Merkmal für die unterbrechungsfreie Flow-Diagnostik nutzen. Dabei verwende ich die folgenden Signalbänder: **LF** 0.04 - 0.15 Hz; **HF-VHF** 0.15 - 1 Hz

Die **WT** führe ich in R mit der Hilfe des RHRV Packages durch. In RHRV implementierten [Rodríguez-Liñares et al. \(2010\)](#) eine Maximal Overlap Discrete Wavelet Packet Transform (MODWPT). Zur Analyse stehen mehrere Wavelet-Funktionen mit unterschiedlichen Längen

zur Verfügung. Allgemein besitzen kürzere Wavelet-Funktionen eine bessere zeitliche Auflösung, aber eine schlechtere Frequenzauflösung. Auf der anderen Seite, besitzen längere Wellen in der Regel schlechtere zeitliche Auflösung, aber bieten eine bessere Frequenzauflösung. Bessere zeitliche Auflösung ermöglicht es, kürzere Zeitabstände zu studieren. Ich verwende deshalb ein asymmetrische Daubechies Wavelet der Länge 8 (la8), das laut [Rodríguez-Liñares et al. \(2010\)](#) einen guten Kompromiss zwischen Frequenz- und Zeitauflösung bietet.

Zur Berechnung der Spektralleistung der unterschiedlichen Bänder in ms^2 berechne ich das Mittel der Wavelet Koeffizienten. Die daraus resultierenden **HRV**-Merkmale bildet Tabelle 2 ab.

Tabelle 2: Werte sind arithmetische Mittel \pm Standardabweichung; Parameter nach Ruhe, 15-, 30-, 45- und 60-Minuten Laufen [N = 6]

	<i>Ruhe</i>	15'	30'	45'	60'
Herzfrequenz (BPM)	55.97 \pm 2.62	171.16 \pm 3.01	173.64 \pm 2.54	175.22 \pm 3.66	177.31 \pm 5.77
LF (ms^2)	2210.75 \pm 724.39	1.01 \pm 0.49	0.79 \pm 0.51	0.96 \pm 0.43	0.99 \pm 0.47
HF-VHF (ms^2)	395.05 \pm 156.25	7.50 \pm 6.41	6.37 \pm 4.50	6.52 \pm 4.62	9.41 \pm 7.83
Gesamt (ms^2)	20026.42 \pm 19881.34	26.58 \pm 14.09	20.05 \pm 5.45	19.73 \pm 8.85	19.29 \pm 7.44
LF (%)	20.99 \pm 14.97	4.14 \pm 1.50	3.96 \pm 2.24	5.62 \pm 2.84	5.60 \pm 2.93
HF (%)	3.77 \pm 2.60	27.51 \pm 15.00	32.08 \pm 20.05	32.76 \pm 13.36	44.92 \pm 21.76
LF (n. u.)	84.83 \pm 3.68	14.85 \pm 6.29	12.67 \pm 5.26	15.75 \pm 7.46	13.12 \pm 8.79
HF-VHF (n. u.)	15.17 \pm 3.68	85.15 \pm 6.29	87.33 \pm 5.26	84.25 \pm 7.46	86.88 \pm 8.79
LF/HF-VHF	5.90 \pm 1.58	0.18 \pm 0.09	0.15 \pm 0.07	0.20 \pm 0.11	0.16 \pm 0.13

Statistische Analyse

Varianzanalyse

Die statistische Analyse der einzelnen Merkmale führte ich mit R durch. Der Effekt des Zeitpunkts der Messung von Ruhe bis zur Minute 60 des Laufens evaluierte ich mit einer einfachen ANOVA bei wiederholten Messungen (ggf. mit Greenhouse-Geisser oder Huynh-Feldt Korrektur). Die Normalverteilung der Daten jeder Stichprobe prüfte ich zahlenmäßig mit dem Shapiro Test und visuell in QQ-Plots. Das Merkmal Besorgnis entfernte ich aus der Datensammlung, da der Läufer sie niedrig und mit geringer Abweichung bewertete. Einen abhängigen t-Test (Paardifferenzentest; engl. Paired t-Test) führte ich falls nötig durch, um die mittlere Differenz zweier Messabschnitte zu berechnen. P-Werte unter 0.05 sah ich als statistisch signifikant an.

Korrelationsanalyse

Um mögliche Zusammenhänge zwischen den Faktoren der **FKS** und der Merkmale der **HRV** beim Laufen aufzuklären, berechnete ich den bivariaten Korrelationskoeffizient nach Pearson für alle Kombination von **FKS**-Faktoren und **HRV**-Merkmalen. Die Normalverteilung verifizierte ich mit dem Shapiro Test und QQ-Plots. Gleichzeitig prüfte ich die Beziehung zweier Werte im Streudiagramm. Da dieses Vorgehen nur auf lineare Zusammenhänge getestet, berechnete ich zusätzlich wie [Peifer et al. \(2014\)](#) einen möglichen quadratischen Zusammenhang. Für alle

Regressionskoeffizienten testete ich mit R die statistische Signifikanz. P-Werte unter 0.05 sah ich als statistisch signifikant an.

Ergebnis

Effekt der Aktivität Laufen auf die Merkmale

Der Generalfaktor unterscheidet sich nur bei der Messung nach der 30. Minute signifikant von der Ruhemessung zu Laufmessung [$t(5) = -2.6458, p < .05$]. In den letzten drei Messungen unterscheiden sich die mittleren Differenzen des angegebenen Verlaufs signifikant. Der glatte Verlauf sinkt von Ruhemessung zum Laufen. Der Effekt auf die Absorbiertheit und die AFP ist im Vergleich von Ruhemessung zu den vier Laufmessungen in jedem der vier Stichprobenvergleiche signifikant. Beide Merkmale steigen beim Laufen an. Für alle HRV-Merkmale, außer der Gesamtleistung [jeweils $p < .1$] und dem relativen Wert der LF [nach der 45. Minute und nach der 60. Minute, $p < .1$], ist der Effekt für jeden Stichprobenvergleich signifikant. Es steigen die mittlere Herzfrequenz, der relative (%) und normalisierte Wert (n. u.) der HF. Die restlichen Merkmale fallen von Ruhemessung zum Laufen. Dieses Ergebnis bestätigt bestehende Arbeiten über die HRV bei körperlicher bzw. sportlicher Belastung (Pichon et al. 2004, Sarmiento et al. 2013).

Effekt der Messzeitpunkts auf die Merkmale

Für alle Merkmale, außer der AFP und der mittleren Herzfrequenz, ist kein signifikanter Effekt zwischen den einzelnen Laufmessungen zu finden. Damit scheint der Messzeitpunkt auf diese Merkmale keinen Einfluss zu haben. Die gefühlte AFP steigt signifikant von Messung der 15. Minute zur Messung der 30. Minute [$t(5) = -7, p < .001$] und von Messung der 30. Minute zur Messung der 45. Minute [$t(5) = -3.16, p < .05$] (siehe Abbildung 4). Die mittlere Herzfrequenz nach der 15. Minuten unterscheidet sich jeweils von der Messung nach der 30., 45. und 60. Minute [jeweils $p < .1$].

Zusammenhänge von Flow-Erleben und HRV

Der Shapiro Test ergab für die Besorgnis, für den relativen Wert des LF und die absoluten Werte der LF und der HF keine Normalverteilung. Für diese Faktoren und Merkmale führte ich keine Korrelationsanalyse durch. Bei der ersten Observation der Streudiagramme fand ich einen Ausreißer in der Bewertung der FKS beim dritten Lauf (Minute 45). Nach der Begutachtung der Bewegungsdaten stellte ich fest, dass der Läufer vor der 45 Minute eine kurze Pause eingelegt hatte. Aus diesem Grund entfernte ich den gesamten Datensatz aus der Datensammlung.

Mit unter 20% Varianzaufklärung beobachtete ich für den linearen Zusammenhang eine schlechte Vorhersagbarkeit des Generalfaktors durch die HRV-Merkmalen HF (%), LF (n.u.), HF (n.u.) oder LF/HF. Das Verhältnis von LF und HF mit der größten Varianzaufklärung von 18% lag unter

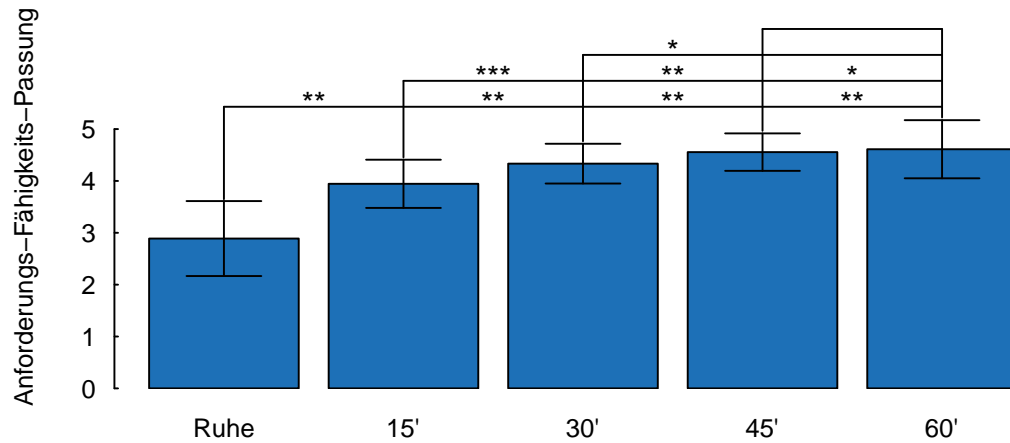


Abbildung 4: Effekt des Messzeitpunkts auf die AFP

dem Signifikanzniveau von $p < 0.05$ (siehe Abbildung 5 A). Die anderen drei **HRV**-Merkmale lagen jeweils bei $p < 0.1$. Alle weiteren Zusammenhänge hatten ein Signifikanzniveau von weit über $p < 0.1$. Daraus ergibt sich, dass hohe Werte der relativen **HF** und normalisierten **HF** mit niedrigen Werten des Generalfaktors in Zusammenhang stehen. Der Zusammenhang von Generalfaktor und normalisierte **LF** oder dem Verhältnis von **LF** und **HF** verhält sich anders herum. Die Vorhersagbarkeit durch einen linearen Zusammenhang des glatten Verlauf und der **HRV**-Merkmale der **HF** (%), **LF** (n.u.), **HF** (n.u.) oder **LF/HF** ist sehr ähnlich. Einen nicht zufälliger systematischen Zusammenhang von Absorbiertheit und einem der **HRV**-Merkmale fand ich nicht.

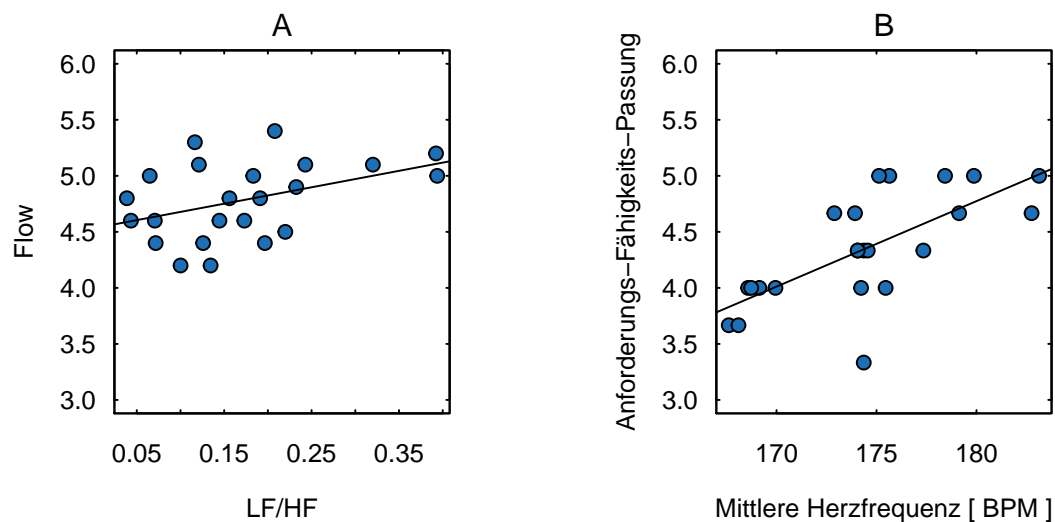


Abbildung 5: Systematische lineare Zusammenhänge von (A) Flow und dem Verhältnis von **LF** und **HF** [$R^2 = .18$, $F(1, 21) = 4.5$, $p < .05$]; (B) der AFP und der mittleren Herzfrequenz [$R^2 = .48$, $F(1, 21) = 19.25$, $p < .001$]

Ein Indiz dafür, dass der Läufer die **FKS** gewissenhaft ausgefüllt hat, zeigt der Zusammenhang

von **AFP** und mittlerer Herzfrequenz. Mit 48% Varianzaufklärung beobachte ich eine mittlere Vorhersagbarkeit. Es besteht ein nicht zufälliger systematischer Zusammenhang zwischen der **AFP** und der mittleren Herzfrequenz [$p < 0.001$]. Daraufhin kann man schließen, je größer die **AFP** desto größer die mittlere Herzfrequenz (siehe Abbildung 5 B).

Interpretation

Im Gegensatz zu den Ergebnissen in Peifer et al. (2014) verhält sich der Zusammenhang zwischen Flow (bestimmt durch den Generalfaktor) und der **HF** beim Laufen genau anders herum. Grund dafür ist die körperliche bzw. sportliche Belastung und die dadurch notwendige Anpassung der Frequenzbänder. Durch die Anpassung ist die übliche rein neuro-vegetative, sympathiko-vagale Interpretation der Spektralbänder nicht möglich, da sich im **HF**-Band bei körperlicher bzw. sportlicher Belastung vor allem mechanisch bedingte Resonanz- und Kopplungsphänomene mit der Atmung und der motorischen Aktivität zu manifestieren scheinen (Hoos 2010, S. 62). Eine Zugehörigkeitsbestimmung der **HF** zur vagalen Aktivität des autonomen Nervensystem (**ANS**), wie bei der rein neuro-vegetativen, sympathiko-vagalen Interpretation, wäre deshalb fehlerhaft. Der Zusammenhang zwischen Flow und dem Verhältnis von **LF** und **HF** verhält sich auch gegenläufig der Interpretation von Peifer et al. (2014), da das Verhältnis bei hohen Werten des Generalfaktors steigt (siehe Abbildung 5 A). Das bedeutet, dass sich die Leistung der **LF** gegenüber der **HF** vergrößert. Was die **LF** und die **HF** außerhalb der üblichen neuro-vegetativen, sympathiko-vagalen Interpretation der Spektralbänder über die Prozesse in unserem Körper sagen, kann ich zum jetzigen Zeitpunkt nicht sagen. Deswegen bietet sich für mich, die weitere Nutzung der **HRV**-Merkmale nur in individuellen Schwellenkonzepten an. In einem weiteren Ansatz könnte ich den direkten Zusammenhang zwischen der zeitvarianten spektralen Kenngröße der **HF** mit ventilatorischen Schwellenkonzepten nach Cottin et al. (2007) untersuchen. Der Ansatz könnte mit Hilfe der Herzfrequenzmessung einen Zusammenhang der Atemfrequenz und Flow ermöglichen.

Literatur

- Berntson, G. G., Bigger, J. T., Eckberg, D. L., Grossman, P., Kaufmann, P. G., Malik, M., Nagaraja, H. N., Porges, S. W., Saul, J. P., Stone, P. H. & van der Molen, M. W. (1997), 'Heart rate variability: origins, methods, and interpretive caveats.', *Psychophysiology* **34**(6), 623–648.
- Cottin, F., Médigue, C., Lopes, P., Leprêtre, P. M., Heubert, R. & Billat, V. (2007), 'Ventilatory thresholds assessment from heart rate variability during an incremental exhaustive running test', *International Journal of Sports Medicine* **28**(4), 287–294.
- de Manzano, O., Theorell, T., Harmat, L. & Ullén, F. (2010), 'The psychophysiology of flow during piano playing.', *Emotion (Washington, D.C.)* **10**(3), 301–311.
URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20515220>
- Hoos, O. (2010), Herzfrequenzvariabilität (HRV) bei sportlicher Belastung, in K. Hottenrott,

- O. Hoos & D. Esperer, eds, ‘Herzfrequenzvariabilität: Gesundheitsförderung Trainingsteuerung Biofeedback’, pp. 55–71.
- Peifer, C., Schulz, A., Schächinger, H., Baumann, N. & Antoni, C. H. (2014), ‘The relation of flow-experience and physiological arousal under stress — Can u shape it?’, *Journal of Experimental Social Psychology* **53**, 62–69.
URL: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022103114000109>
- Pichon, A. P., De Bisschop, C., Roulaud, M., Denjean, A. & Papelier, Y. (2004), ‘Spectral analysis of heart rate variability during exercise in trained subjects’, *Medicine and Science in Sports and Exercise* **36**(10), 1702–1708.
- Rheinberg, F., Vollmeyer, R. & Engeser, S. (2003), ‘Die Erfassung des Flow-Erlebens’, *Diagnostik von Motivation und Selbstkonzept* pp. 261–279.
URL: <http://opus.kobv.de/ubp/volltexte/2006/634/>
- Rodríguez-Liñares, L., Méndez, a. J., Lado, M. J., Olivieri, D. N., Vila, X. a. & Gómez-Conde, I. (2010), ‘An open source tool for heart rate variability spectral analysis.’, *Computer methods and programs in biomedicine* **In Press**, 1–12.
URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20674067>
- Sarmiento, S., García-Manso, J. M., Martín-González, J. M., Vaamonde, D., Calderón, J. & da Silva-Grigoletto, M. E. (2013), ‘Heart rate variability during high-intensity exercise’, *Journal of Systems Science and Complexity* **26**(1), 104–116.
- Tarvainen, M. P., Niskanen, J.-P., Lipponen, J. a., Ranta-Aho, P. O. & Karjalainen, P. a. (2014), ‘Kubios HRV — heart rate variability analysis software.’, *Computer methods and programs in biomedicine* **113**(1), 210–20.
URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24054542>
- Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology (1996), ‘Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use’, *European Heart Journal* **17**, 354–381.
URL: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1542-474X.1996.tb00275.x>