

Schega L, Hamacher D, Böckelmann I, Huckauf A, Mecke R, Grubert J, Tümler J

# Vergleich von Messverfahren zur Analyse der Herzfrequenzvariabilität (HRV)

## Analysis of Heart-Rate Variability

Bereich Arbeitsmedizin, Medizinische Fakultät, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

### ZUSAMMENFASSUNG

Eine Vergleichbarkeit der Untersuchungsergebnisse zur Analyse der Herzfrequenzvariabilität (HRV) hängt u.a. von der Austauschbarkeit der Messsysteme ab. Ziel der Studie ist die Beurteilung der Qualität des Messergebnisses für nachfolgende HRV-Analysen im Vergleich der Pulsuhr RS800CX (Polar® Electro Oy / Kempele) mit dem MT-101 Holter-ECG (Schiller / Baar). Die Erfassung der RR-Intervalle erfolgte während einer Kommissioniertätigkeit bei zehn Probanden (m,  $28 \pm 3$  Jahre) synchron mit beiden Messsystemen. In einem weiteren Versuch wurden beide Messsysteme bei einer Fahrradergometrie (FE) mit einem weiteren EKG-Messsystem CM3000-12 (Getemed/Teltow) verglichen. Die Auswertung erfolgte auf der Grundlage des Bland- & Altman-Kriteriums Limit of Agreement (1,2,5) für Kennwerte des Zeitbereichs (RR-Intervalle, MeanRR, SD, RMSSD), des Frequenzbereichs (LF-Power, HF-Power, LF/HF-Ratio) und des Poincaré-Plots (SD1, SD2). Im Gegensatz zu den Kennwerten MeanRR, SD, LF-Power und SD2 zeigen die Parameter zur Charakterisierung kurzfristiger Schwankungen der HRV-Dynamik (RMSSD, SD1, HF-Power) bei geringer Ausprägung einen niedrigen Übereinstimmungsgrad. Dieser ist auf die Auflösung der exportierten RR-Intervalle beim Schiller-EKG von 8 ms und nicht, wie erwartet, von 1 ms zurückzuführen. Die Ergebnisse der FE kennzeichnen eine deutlich höhere Übereinstimmung der RR-Intervalle der Pulsuhr vs. Getemed-EKG (LoA 3.54 ms) als beim Schiller-EKG vs. Getemed-EKG (LoA 13.97 ms). Für die Interpretation der Kennwerte MeanRR, SD, LF-Power und SD2 können beide Messsysteme als gleichermaßen geeignet angesehen werden. Eine hinreichend genauere Information zu den Parametern RMSSD, SD1 und HF-Power liefert die Pulsuhr im Vergleich zum Schiller-EKG.

**Schlüsselwörter:** Herzfrequenzvariabilität, Messverfahren, Limit of Agreement.

### SUMMARY

Analysis of heart rate variability (HRV) is increasingly being used in sports medicine and sports science. However different measuring systems as well as different analytical methods have been applied, making it difficult to compare study results. Therefore we aimed at comparing the MT-101-Holter-ECG (Schiller / Baar) with the newest mobile heart frequency monitor RS800CX (Polar® Electro Oy / Kempele). Study subjects were ten healthy males (age  $28 \pm 3$  years). The capture of RR-intervals occurred during a picking scenario with both measuring systems simultaneously. Furthermore both measuring systems were compared to simultaneous HRV measurement by Getemed-ECG CM3000-12 (Getemed / Germany, Teltow) during a standardized cycle test. The evaluation was calculated using the procedure by Bland- & Altman (1,2,5) on the basis of time domain parameters (RR intervals, MeanRR, SD, RMSSD), frequency domain parameters (LF-power, HF-power, LF/HF-Ratio) and parameters of the Poincaré-plot (SD1, SD2). In contrast to MeanRR, SD, LF-power and SD2 parameters RMSSD, SD1, and HF-power parameters showed a low agreement for small values in comparison of both heart frequency monitor and Schiller-ECG because the resolution of exported RR-intervals is equal to 8 ms by Schiller-ECG instead of expected 1 ms. The results of cycle test demonstrate a higher correspondence of the RR-intervals by the heart frequency monitor vs. Getemed-ECG (LoA of 3.54 ms) than by Schiller-ECG vs. Getemed-ECG (LoA of 13.97 ms). Based on our results the heart frequency monitor and Schiller-ECG are interchangeable for MeanRR, SD, LF power and SD2 parameters. For analysis of the RMSSD, SD1 and HF-power parameters the heart frequency monitor is more accurate and should be recommended.

**Key Words:** Heart rate variability, measuring systems, Limit of Agreement.

### PROBLEM- UND ZIELSTELLUNG

Die Analyse der Herzfrequenzvariabilität (HRV) gewinnt auch in sportmedizinischen und trainingswissenschaftlichen Fragestellungen zunehmend an Bedeutung (10). In wieweit Ergebnisse unterschiedlicher Studien vergleichbar sind, hängt neben dem analytischen Design der Untersuchung u. a. auch von der Austauschbarkeit von Messsystemen ab.

Gründe für den Einsatz alternativer Systeme zur Messwerterfassung können neue bzw. bessere Messverfahren und -prinzipien, ein geringerer Kostenaufwand bei der Anschaffung bzw. beim Unterhalt, eine praktikable Handhabbarkeit beim Praxiseinsatz sowie eine einfache Analyse der Messwerte (u. a.) sein.

Für die Anwendung der HRV-Analyse in Feldversuchen werden Pulsuhren, als portables Messsystem mit optionaler Registrierung von RR-Intervallen, aufgrund ihres geringen apparativen Aufwands

und der einfachen Handhabbarkeit verstärkt genutzt. Dementsprechend gibt es mittlerweile eine Reihe von Untersuchungen, die die Messgenauigkeit der Pulsuhr Polar® S810(i) im Vergleich zu alternativen EKG-Messsystemen prüfen (6,7,11,15,19).

Analog diesem Vorgehen war das Ziel der vorliegenden Untersuchung, die Qualität der Messergebnisse der aktuell eingeführten Pulsuhr für wissenschaftliche Fragestellungen zu beurteilen.

Nach den Richtlinien der Task Force (18) wird eine Abtastfrequenz von 250 Hz bis 500 Hz oder höher für eine anschließende HRV-Analyse als optimal angesehen. Deshalb scheint das Schiller-EKG, mit einer einstellbaren Frequenz von 1kHz, für einen direkten Vergleich mit der Pulsuhr geeignet zu sein. Neben den RR-Intervallen wird auch der Vergleich von HRV-Kennwerten mit einbezogen, da Messwertabweichungen im Tachogramm zu ab-

weichenden Aussagen in den unterschiedlichen Kennwertbereichen führen können.

Ziel dieser Studie ist die Beurteilung der Qualität des Messergebnisses für nachfolgende HRV-Analysen im Vergleich der Pulsuhr mit dem Schiller-EKG.

## MATERIAL UND METHODEN

### Probandenkollektiv

An der Studie nahmen zehn gesunde, männliche Probanden mit einem Durchschnittsalter von  $28 \pm 3$  (25-34) Jahren teil. Mit Hilfe eines Anamnese-Fragebogens wurde sichergestellt, dass keine Herz-Kreislauf-Erkrankung, kein Diabetes mellitus, neurologische oder psychiatrische Erkrankungen oder eine medikamentöse Beeinflussung der Herztätigkeit vorlagen. Alle Studienteilnehmer waren Nichtraucher. Zudem wurden die Probanden angehalten, ausgeruht und ohne eine starke psycho-physiologische Belastung am Vortag bzw. am Testtag selbst zu erscheinen. Am Tag der Messung sollte die letzte Mahlzeit spätestens zwei Stunden vor dem Test aufgenommen werden. Die Konsumierung von Alkohol und koffeinhaltigen Getränken waren zwölf Stunden vor dem Test nicht mehr zugelassen.

### Untersuchungsablauf

Die simultane Datenerhebung fand praxisnah während einer zweistündigen Kommissioniertätigkeit (im Sinne einfacher Bewegungsaufgaben) statt. Den Probanden wurde zur Datenerfassung einerseits die Pulsuhr mit Brustgurtsender (unter M. pectoralis) und Armbandempfänger angelegt. Andererseits wurde das digitale Schiller-EKG mit drei thorakalen Brustwandableitungen und 1000 Hz Einstellung appliziert. Nach der Inbetriebnahme beider Messsysteme wurde durch manuelle Triggerung der Geräte die zeitliche Synchronisation der Datensätze garantiert. Die Registrierung der RR-Intervalle verlief kontinuierlich über die insgesamt 160 Minuten dauernde Untersuchung. Der Untersuchungsverlauf wurde in folgende Phasen gegliedert:

- Ruhephase Liegen Pre-Test (zehn Minuten);
- Ruhephase Stehen Pre-Test (zehn Minuten);
- Kommissioniertätigkeit (zwei Stunden);
- Ruhephase Liegen Post-Test (zehn Minuten);
- Ruhephase Stehen Post-Test (zehn Minuten).

Zur Überprüfung der Messwertaufnahme der eingesetzten Geräte wurden in einem weiteren Versuch beide Messsysteme mit dem zusätzlichen Getemed-EKG verglichen. Dazu erfolgte im Rahmen einer Fahrradergometrie (FE) die zusätzliche Aufzeichnung der Herzaktivität (12-Kanal-EKG-Ableitung) bei einem gesunden, männlichen Probanden. Die zeitliche Triggerung der Messsysteme wurde analog dem geschilderten Vorgehen durchgeführt. Das Belastungsprotokoll orientierte sich an den Empfehlungen der WHO: fünf Minuten Ruhephase, Belastungsbeginn bei 50 Watt, Steigerung der Belastung alle zwei Minuten um jeweils 25 Watt bis zur maximalen Ausbelastung, fünf Minuten Erholungsphase.

### Datenverarbeitung

Datenverarbeitung der Kommissioniertätigkeit: Die Daten des Schiller-EKGs wurden mit Hilfe der Software Schiller MT-200 Holter-ECG (Version 2.54) ausgelesen. Nach der Prüfung klinischer

Auffälligkeiten des EKGs durch einen Mediziner folgte der Export der RR-Intervalle. Mit Hilfe des Polar® ProTrainer 5TM (Version 5.30.150) konnten die RR-Intervalle der Pulsuhr für die weitere Verarbeitung bereitgestellt werden. Für die Artefaktidentifikation kam ein dafür erstelltes Bearbeitungsprogramm (8) auf der Grundlage eines in der Literatur beschriebenen Filteralgorithmus zum Einsatz (9). Nach diesem Verfahren werden Rohwerte bei einer Abweichung größer 30% des Roh-RR-Intervalls zu einem gleitend kalkulierten Referenzwert als Artefakt gekennzeichnet. Durch den Algorithmus werden Typ-vier- und Typ-fünf-Artefakte nach Marchant-Forde et al. detektiert (13).

Die messwertgenaue Synchronisation der Datensätze erfolgte mit dem dafür entwickelten Bearbeitungsprogramm HRV-Sync. Auf der Grundlage der manuellen Triggerung wird jeweils ein artefaktfreier Zeitbereich ( $n = 40$ ) der beiden Datensätze gegeneinander verschoben. Bei minimaler Varianz werden die Datenbereiche als synchron angesehen und nach visueller Kontrolle gespeichert. Die Artefaktelimination wurde in Microsoft® Office Excel 2003 durchgeführt. Das erkannte Artefakt der Datenreihe sowie das zeitliche Äquivalent der zweiten Datenreihe wurden gelöscht und der synchrone Verlauf der folgenden Daten blickdiagnostisch bestätigt. Dadurch ist ein direkter Vergleich der RR-Intervalle der Messsysteme möglich.

Als Datenbasis für die folgende HRV-Analyse wurden Zeitfenster mit einer Dauer von neun Minuten gewählt:

- Ruhephase Liegen Pre-/Post-Test (2. bis einschl. 10. Minute),
- Ruhephase Stehen Pre-/Post-Test (2. bis einschl. 10. Minute),
- Arbeitsphase (5. bis einschl. 13. Minute),
- Arbeitsphase (55. bis einschl. 63. Minute),
- Arbeitsphase (105. bis einschl. 113. Minute)

Es konnte sichergestellt werden, dass die prozentuale Artefaktbestimmung 5% nicht überschreitet. Für die Berechnung der HRV-Parameter kam die Software Kubios HRV (Biosignal Analysis and Medical Imaging Group, Universität Kuopio, Finnland, Version 2.0) zum Einsatz. Durch die Anwendung der Detrending-Methode „Smoothn priors“ ( $\lambda = 500$ ) kann von einem quasistationären Signalcharakter des jeweiligen Tachogramms ausgegangen werden. Als Resultat des Resamplings (4 Hz) liegen äquidistante Messwertabstände als Voraussetzung für die Transformation in den Frequenzbereich (FFT) vor. Analog zu den Vorgaben der Task Force (18) sind die Frequenzbänder definiert.

Neben dem Vergleich der RR-Intervalle wurden die Kennwerte MeanRR, SD und RMSSD der Zeitbereichsanalyse, LF-Power, HF-Power und LF/HF-Ratio der Frequenzbandanalyse (FFT) sowie SD1 und SD2 des Poincaré-Plots in den Vergleich der Messsysteme mit einbezogen.

Datenverarbeitung bei FE: Der Rohdateneinzug der Pulsuhr und des Schiller-EKGs erfolgte analog der oben beschriebenen Vorgehensweise. Die Daten des Getemed-EKGs wurden mit Hilfe der Software CardioLink® ausgelesen, analysiert und exportiert. Die Artefaktidentifikation, Datensynchronisation und manuelle Artefaktelimination wurden für die drei Messsysteme wie bereits beschrieben durchgeführt und die RR-Intervalle verglichen.

In Kenntnis der qualitativen Analyse wurde zur weiteren Quantifizierung des Datenmaterials auf der Basis des Polardatensatzes eine Aufnahme Frequenz von 125 Hz simuliert (RR-In-

Tabelle 1: Messwertabweichungen des Schiller MT-101 im Vergleich mit der Pulsuhr Polar® RS800CX.

	Kennwert	Bias		LoA			acceptable
		abs.	%	Min. (%)	Max (%)	Limits (5%)	
Zeitbereich	RR-Intervalle [ ms ]	0,036	± 12,725	± 2,023	-10,453	9,709	Yes
	MeanRR [ms]	0,027	± 0,071	± 0,009	-0,002	0,027	Yes
	SD [ms]	0,184	± 0,346	± 1,265	-1,079	2,986	Yes
Frequenzbereich	RMSSD [ms]	0,742	± 1,422	Trend	-7,637	19,242	No
	LF [ms <sup>2</sup> ]	1,064	± 10,462	± 1,111	-3,349	1,208	Yes
	HF [ms <sup>2</sup> ]	5,783	± 14,541	Trend	-3,050	15,898	No
Nonlinear	LF/HF-Ratio	-0,168	± 0,465	Trend	-16,814	2,876	No
	SD1 [ms]	0,526	± 1,010	Trend	-7,558	19,048	No
	SD2 [ms]	0,061	± 0,236	± 0,368	-0,717	0,688	Yes

Anmerkung: Bias – systematische Messwertabweichung, LoA – Limit of Agreement

tervall125Hz = round[RR-Intervall/8]\*8) und mit dem Datensatz des Schiller MT-101 verglichen.

## Statistik

Das Limit of Agreement (LoA) nach Bland und Altman (5) wurde bereits häufig für den Vergleich von Messmethoden eingesetzt (6, 7, 11, 14, 15, 17). Für den Ergebnisvergleich der eingesetzten Messsysteme bei der Kommissioniertätigkeit, ist das LoA für Datensätze mit Messwiederholung und nicht-stationären Messwerten anzuwenden (1, 2, 5).

Beim Vergleich der Daten der FE wurden der Mittelwert als systematische Messwertabweichung (Bias) und ein 95%-LoA als 1,96-fache Standardabweichung berechnet (2).

Trotzdem in verschiedenen Studien eine Übereinstimmung unterschiedlicher Messsysteme mit Hilfe des Intraclass Correlation Coefficient (ICC) festgestellt werden konnte (15, 17), berichten Bland und Altman (4) von nicht zufriedenstellenden Ergebnissen. Aufgrund der fehlenden Bestätigung des ICC beim Vergleich von Messsystemen wurde auf diese Interpretation verzichtet.

Ebenso wird die Nutzung der Korrelationskoeffizienten als ungeeignet für diese Fragestellung angenommen (12, 4). Eine statistische Prüfung von Mittelwertunterschieden wurde nicht durchgeführt, da hierdurch keine Aussage zur Streuung der Messabweichung getroffen werden kann und ein signifikanter Unterschied bei eventuell vorliegendem Bias zu erwarten ist.

Da aufgrund des Untersuchungsdesigns (Ruhephasen und Belastungsphasen) die RR-Intervalle und die HRV-Kennwerte insgesamt eine große Range aufweisen, wurden Messwertabweichungen in Prozent des Mittelwertes des Kennwert-Paares interpretiert. Als annehmbare Abweichung wurde ein 95%-LoA von maximal 5% gewählt.

## ERGEBNISSE

Es konnten die Kennwerte aller Probanden und Phasen in die Datenbearbeitung einbezogen werden, sodass insgesamt je HRV-Kennwert 70-Wertepaare in die Auswertung eingingen. Der direkte Vergleich der RR-Daten bei der Kommissioniertätigkeit basiert auf  $n = 15773$  und bei der FE auf  $n = 3197$  RR-Intervallen. Die Messwertabweichungen beider Geräte während der Kommissioniertätigkeit sind in Tab. 1 zusammengefasst.

Aufgrund der prozentualen Messwertabweichung der Kennwerte RMSSD (Abb. 1), HF-Power und SD1 (Abb. 2), die jeweils einen deutlichen Trend zeigen, ist die Abbildung der Messwertabweichung über das LoA nicht geeignet. Abb. 1 zeigt beispielhaft die Gegenüberstellung der RR-Intervalle für einen Probanden. Der Bias liegt mit 0,04 ms bei einem LoA von 2,02% in einem akzeptablen Bereich.

Bei den Kennwerten MeanRR, SD (Abb. 1), SD2 und LF-Power wirkt sich die Messwertabweichung geringer aus als bei den RR-Intervallen und weist ein maximales LoA von 1,3% auf. Ausgenommen den LF/HF-Ratio ist der Bias bei allen HRV-Kennwerten positiv, während beim Vergleich der RR-Intervalle kaum ein Bias (0,04 ms) zu erkennen ist.

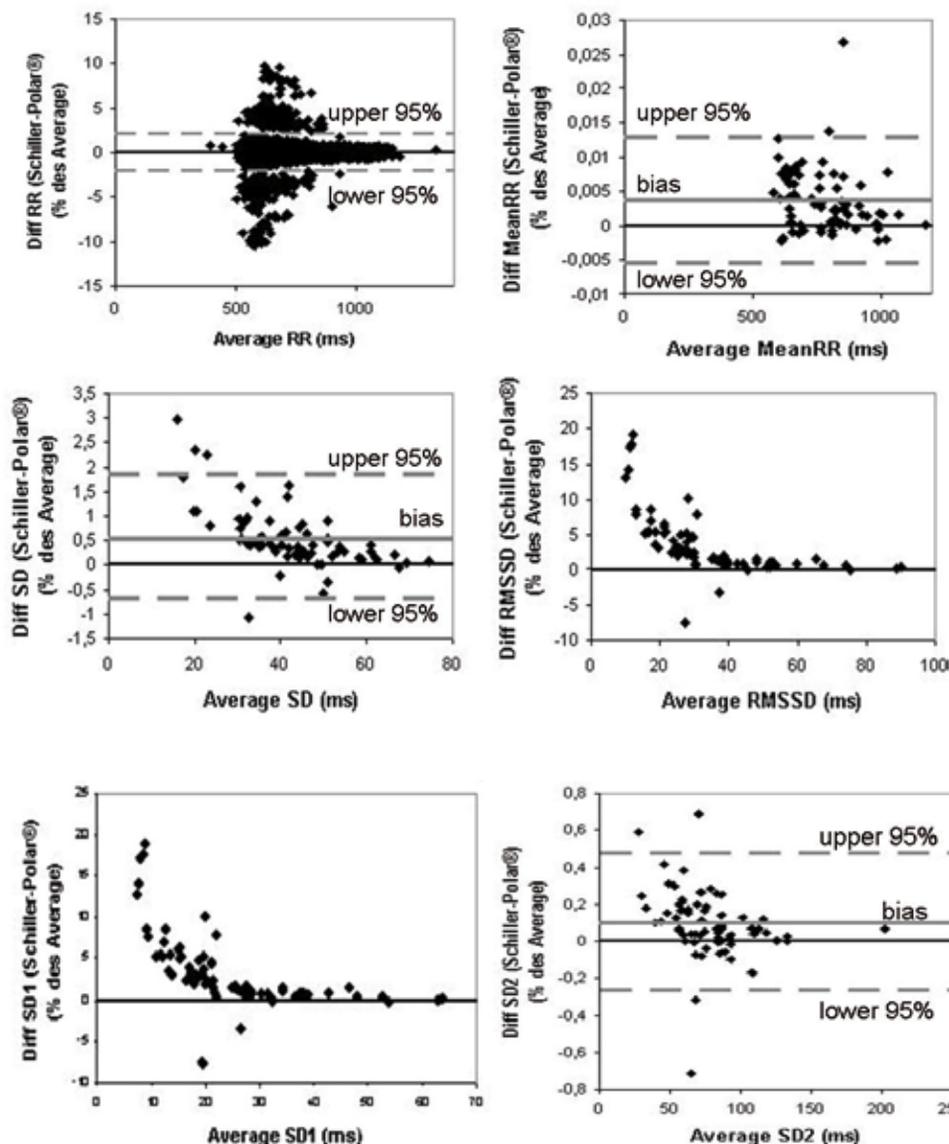
Die Kennwerte RMSSD, SD und die HF-Power sind bei geringen Messwerten durch stärker ausgeprägte Messwertabweichungen gekennzeichnet. Sowohl der RMSSD als auch der SD1-Kennwert zeigen eine maximale Abweichung von 19,24% bzw. 19,05% (Tab.1).

Hinsichtlich der Prüfung der Messwerte des Schiller-EKGs und der Pulsuhr sind die Ergebnisse der Vergleichsmessung mit dem Getemed-EKG in Tab. 2 zusammengefasst. Im Gegensatz zu den Vergleichen des Getemed-EKG vs. Schiller-EKG (LoA=13,97 ms) und des Schiller-EKG vs. Pulsuhr (LoA=13,73 ms) zeigt die Gegenüberstellung des Getemed-EKG vs. Pulsuhr ein LoA von 3,54 ms.

Bei der Prüfung der Messwerte auf der Grundlage der Datenbasis des Schiller-EKG konnte nachgewiesen werden, dass für alle exportierten RR-Intervalle des Schiller-EKG gilt: RR-Intervall modulo 8 = 0. Bei simulierter Abtastfrequenz von 125 Hz der Pulsuhr stimmen beim Vergleich mit dem Schiller-EKG 71,2% der RR-Intervalle überein. Weitere 25,7% der RR-Intervalle zeigen eine Abweichung von  $\pm 8$  ms. Die verbleibenden 3,1% sind sehr wahrscheinlich Typ-eins- bis Typ-drei-Artefakte nach Marchant-Forde (13).

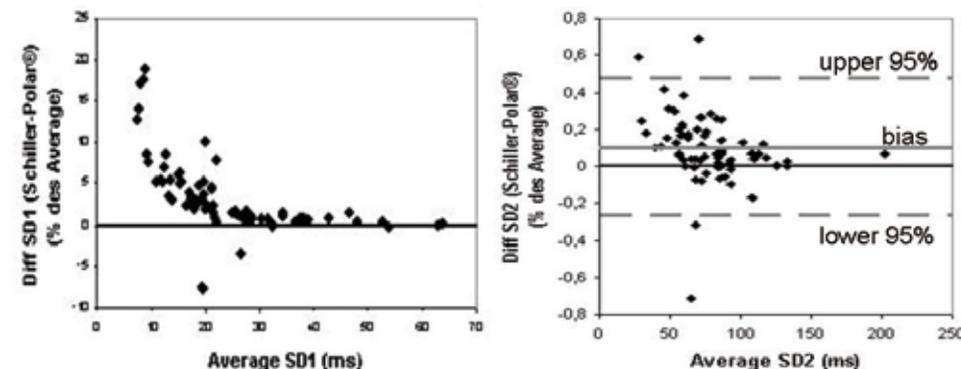
## DISKUSSION

Als Voraussetzung für die Analyse der HRV-Kennwerte ergab die Prüfung der RR-Intervalle ein annehmbares LoA im Sinne einer geringen Messwertabweichung. Die Form der Punktwolke beim Vergleich der RR-Intervalle weist bei hohen Messwerten eine geringere Dispersion der Messwertabweichungen auf. Aufgrund dessen ist eine größere Übereinstimmung der Messsysteme während der Ruhephasen gegeben. Eventuell bilden sich bewegungsbedingte Artefakte während der Kommissioniertätigkeit ab.



**Abbildung 1:** Vergleich der Messsysteme Schiller MT-101 und Polar® RS800CX über die RR-Intervalle und über die HRV-Zeitbereichsparameter MeanRR, SD und RMSSD.

Anmerkung:  
Bias – systematische Messwertabweichung,  
upper 95% und lower 95% - LoA-Grenzen



**Abbildung 2:** Vergleich der Messsysteme Schiller MT-101 und Polar® RS800CX über die Parameter SD1 und SD2 des Poincaré-Plots.

Anmerkung:  
Bias – systematische Messwertabweichung,  
upper 95% und lower 95% - LoA-Grenzen

Der Vergleich der Messsysteme bei der Kommissioniertätigkeit zeigt über die HRV-Kennwerte MeanRR, SD, LF-Power und SD2 eine geringe Messwertabweichung bezogen auf den Mittelwert des Messwertpaares. Demnach können die Messsysteme Schiller-EKG und Pulsuhr bezüglich der Qualität des Messergebnisses dieser HRV-Kennwerte als vergleichbar angesehen werden.

Auffällig und deutlich ausgeprägter werden Abweichungen bei den Parametern sichtbar, welche kurzfristige Schwankungen in der Dynamik des RR-Tachogramms (RMSSD, HF-Power, SD1) beschreiben. Diese führen bei kleinen Messwerten zu nicht akzeptablen Unterschieden.

Entgegen der Annahme, dass bei einer eingestellten Abtastrate von 1 kHz das RR-Ereignis mindestens auf 1 ms genau zu bestimmen ist, war bei den exportierten Daten des Schiller-EKGs eine zeitliche Auflösung von 8 ms gegeben. Der Vergleich mit einer simulierten Aufnahme Frequenz der Pulsuhr von 125 Hz ergab, dass bei ca. 71 % aller Messwertpaare Übereinstimmungen vorlagen. Die Abweichung der Messwertpaare bei 25,7 % um  $\pm 8$  ms ist auf die Messgenauigkeit der Systeme zurückzuführen und widerspiegelt die ausgeprägte

Diskrepanz in den Kennwerten, die die schnelle Fluktuation des RR-Signals beschreiben. Aufgrund der Filterung von Typ-vier- und Typ-fünf-Artefakten können die verbleibenden 3,1 % der RR-Intervalle Typ-eins- bis Typ-drei-Artefakte nach Marchant-Forde (13) zugeordnet werden. Insgesamt verursachen extreme Schwankungen als Folge einer geringeren zeitlichen Auflösung einen größeren Einfluss auf die Parameter RMSSD, HF-Power und SD1.

Der Vergleich der Messsysteme bei der FE verdeutlicht eine hohe Messwertabweichung des Schiller-EKGs zur Pulsuhr und zum Getemed-EKG. Im Gegensatz dazu weisen die Pulsuhr und das Getemed-EKG eine geringere Messwertabweichung auf. Das Ergebnis beschreibt eine höhere Genauigkeit der exportierten RR-Intervalle der Pulsuhr im Vergleich zum Schiller-EKG.

Ausgehend von hinreichend genauen RR-Intervallen der Pulsuhr sind die Messwertabweichungen der HRV-Kennwerte, die insbesondere die schnellen Fluktuationen der RR-Intervalle beschreiben, vor allem dem Schiller-EKG zuzuschreiben. Aus diesem Grund kann zur Beurteilung dieser HRV-Kennwerte der Einsatz der Pulsuhr gegenüber dem Schiller-EKG präferiert werden.

**Tabelle 2:** Vergleich der Messsysteme Getemed CM3000-12, Schiller MT-101 Holter-ECG und Polar® RS800CX bei einem Fahrradergometrietest.

Messsysteme		Bias [ms]	LoA [ms]
Getemed CM3000-12	- Schiller MT-101	-0,04	±13,97
Getemed CM3000-12	- Polar® RS800CX	0,00	±3,54
Schiller MT-101	- Polar® RS800CX	0,04	±13,73

## SCHLUSSFOLGERUNGEN

Ziel der Studie war der Vergleich der Pulsuhr mit dem Schiller-EKG zur Beurteilung der Qualität der erfassten RR-Intervalle für nachfolgende HRV-Analysen. Die Ergebnisse verdeutlichen ein geringes LoA der Parameter MeanRR, SD, LF-Power und SD2. Für diese HRV-Kennwerte liefern die Messsysteme ein vergleichbares Ergebnis. Die HRV-Kennwerte, die die kurzfristigen Änderungen in der Dynamik des RR-Tachogramms beschreiben, zeigen hingegen eine deutliche Abweichung. Diese ist zurückzuführen auf eine Auflösung der exportierten RR-Intervalle des Schiller-EKGs von 8 ms, obwohl die 1-kHz-Option vorgegeben war.

Die zusätzliche Prüfung der Messwertabweichung der RR-Intervalle der beiden Messsysteme mit dem Getemed-EKG ergab, dass die Pulsuhr präzisere RR-Intervalle liefert als das Schiller-EKG. Sollen bei einer HRV-Analyse Kennwerte interpretiert werden, welche die kurzfristigen Änderungen des Signals beschreiben, ist aufgrund der Ergebnisse dieser Studie der Einsatz der Pulsuhr dem Schiller-EKG vorzuziehen. Da sich die gezeigten Messwertabweichungen dieser Parameter vor allem auf geringe Ausprägungen der Kennwerte auswirken, bleibt nachfolgend zu prüfen, ob und bis zu welchem Beanspruchungsgrad der Probanden eine zeitliche Auflösung von 8 ms zu adäquaten Befunden führt.

*Angaben zu finanziellen Interessen und Beziehungen, wie Patente, Honorare oder Unterstützung durch Firmen: Keine.*

## LITERATUR

1. **BLAND JM, ALTMAN DG:** Agreement between methods of measurement with multiple observations per individual. *J Biopharm Stat* 17 (2007) 571-582.
2. **BLAND JM, ALTMAN DG:** Statistical Methods in Medical Research. *Stat Methods Med Res* 8 (1999) 135-160.
3. **BLAND JM, ALTMAN DG:** Comparing Methods of measurement: why plotting difference against standard method is misleading. *Lancet* 346 (1995) 1085-1087.
4. **BLAND JM, ALTMAN DG:** A Note on the use of the intraclass correlation coefficient in the evaluation of agreement between two methods of measurement. *Comput Biol Med* 20 (1990) 337-340.
5. **BLAND JM, ALTMAN DG:** Statistical Methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* (1986) 307-310.
6. **BÜRKLEIN M, VOGT L, BANZER W:** Messverfahren zur Erfassung der Herzfrequenzvariabilität – Eine Vergleichende Studie. *Dtsch Z Sportmed* 56 (2005) 415-421.
7. **GAMELIN FX, BERTHOIN S, BOSQUET L:** Validity of the Polar S810 Heart Rate Monitor to measure R-R Intervals at rest. *Med Sci Sports Exerc* 38 (2006) 887-893.
8. **HAMACHER D, ALTMANN C, SCHEGA L:** Analyse der Herzfrequenzvariabilität bei Patienten mit Koronarer Herzkrankheit in mittleren Höhenlagen, in: Hottenrott K, Hoos O, Esperer HD

(Hrsg.): Herzfrequenzvariabilität: Risikodiagnostik, Stressanalyse, Belastungssteuerung. Czwalina, Hamburg, 2009, 215-223.

9. **HORN A:** Diagnostik der Herzfrequenzvariabilität in der Sportmedizin-Rahmenbedingungen und methodische Grundlagen, in: Bundesinstitut für Sportwissenschaft (Hrsg.): BISP - Jahrbuch 2004. Druckpunkt Offset, Bergheim, 2004, 51-74.
10. **HOTTENROTT K, HOOS O, ESPERER D:** Herzfrequenzvariabilität und Sport. *Herz* 31 (2006) 544-552.
11. **KINGSLEY M, LEWIS MJ, MARSON RE:** Comparison of Polar S810s and an ambulatory ECG System for RR Interval Measurement during progressive Exercise. *Int J Sports Med* 26 (2005) 39-44.
12. **LEE J, KOH D, ONG CN:** Statistical evaluation of agreement between two methods for measuring a quantitative variable. *Comput Biol Med* 19 (1989) 61-70.
13. **MARCHANT-FORDE J, MARCHANT-FORDE RM, MARLIN DJ, MARCHANT-FORDE JN:** Validation of a cardiac monitor for measuring heart rate variability in adult female pigs: accuracy, artefacts, and editing. *Physiol Behav* 80 (2004) 449-458.
14. **MORTENSEN S, LOSE G, THYSEN H:** Repeatability of cystometry and pressure-flow parameters in female patients. *Int Urogynecol J* 13 (2002) 72-75.
15. **NUMAN D, JAKOVljeVIC DG, DONOVAN G, HODGES LD, SANDERCOCK GRH, BRODIE DA:** Level of agreement for intervals and short-term heart rate variability obtained from the Polar S810 and an alternative system. *Eur J Appl Physiol* 103 (2008) 529-537.
16. **PINNA GD, MAESTRI R, DI CESARE A, COLOMBO R, MINUCO G:** The accuracy of power spectrum analysis of heart-rate variability from annotated RR list generated by Holter systems. *Physiol Meas* 15 (1994) 163-179.
17. **SANDERCOCK GRH, SHELTON C, BROMLEY P, BRODIE DA:** Agreement between three commercially available instruments for measuring short-term heart rate variability. *Physiol Meas* 25 (2004) 1115-1124.
18. **TASK FORCE OF THE EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY AND THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING AND ELEKTROPHYSIOLOGY:** Heart Rate Variability- Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use. *Circulation* 93 (1996) 1043-1065.
19. **VANDERLEI LCM, SILVA RA, PASTRE CM, AZEVEDO FM, GODOY MF:** Comparison of the Polar S810i monitor and the ECG for the analysis of heart rate variability in the time and frequency domains. *Braz J Med Biol Res* 41 (2008) 854-859.

**Korrespondenzadresse:**

**PD Dr. phil. habil Lutz Schega**

**Bereich Arbeitsmedizin, Medizinische Fakultät**

**Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg**

**Leipziger Str. 44**

**39120 Magdeburg**

**E-Mail: Lutz.Schega@med.ovgu.de**