

Neue robuste Methoden zur Herzschlagerkennung und zur Quantifizierung der Herzfrequenzvariabilität

Marcus Vollmer

Promotionskolloquium

Greifswald

12.12.2016

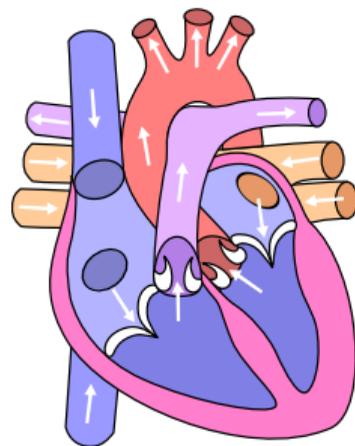
Outline

- ① Womit befassen wir uns?
- ② Wie kann man den Herzschlag erfassen?
- ③ Wie misst man die Herzfrequenzvariabilität?
- ④ Ausblick

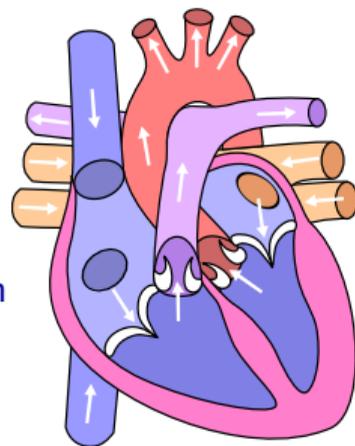
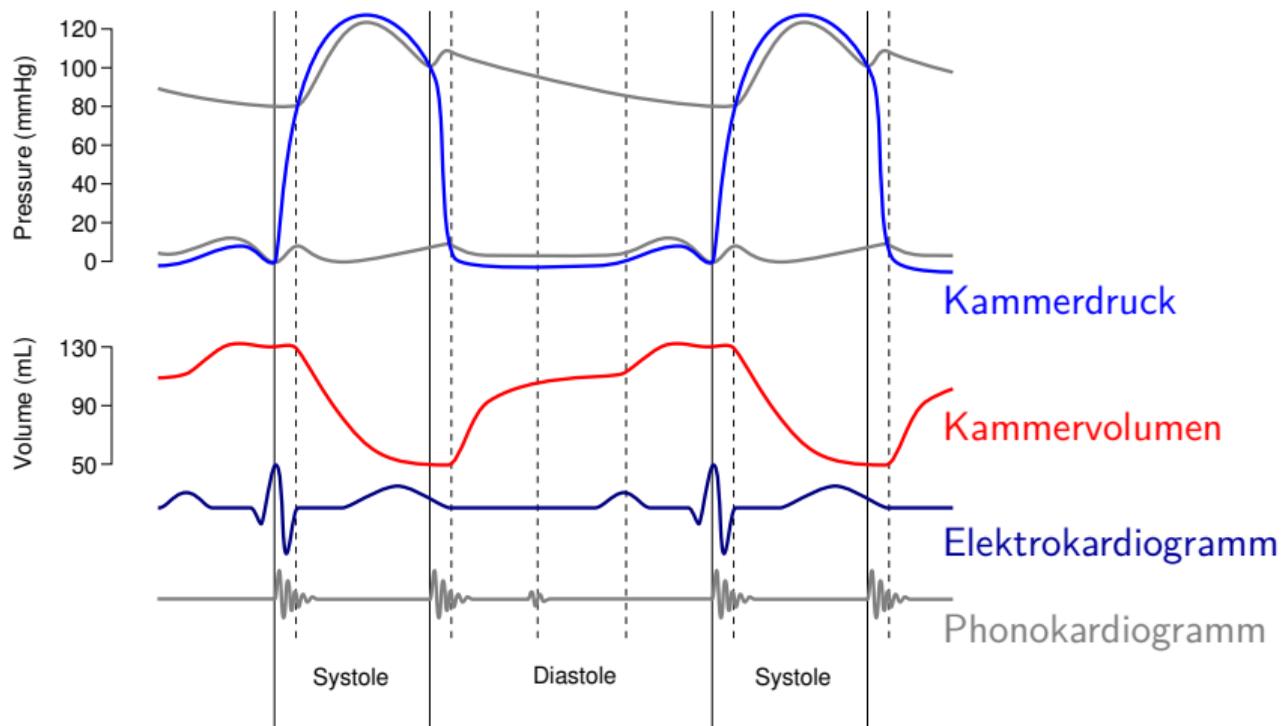


Womit befassen wir uns?

Messung der Herzaktivität

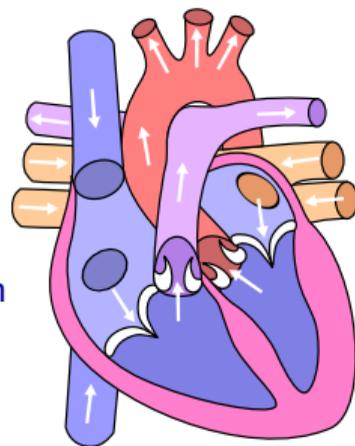
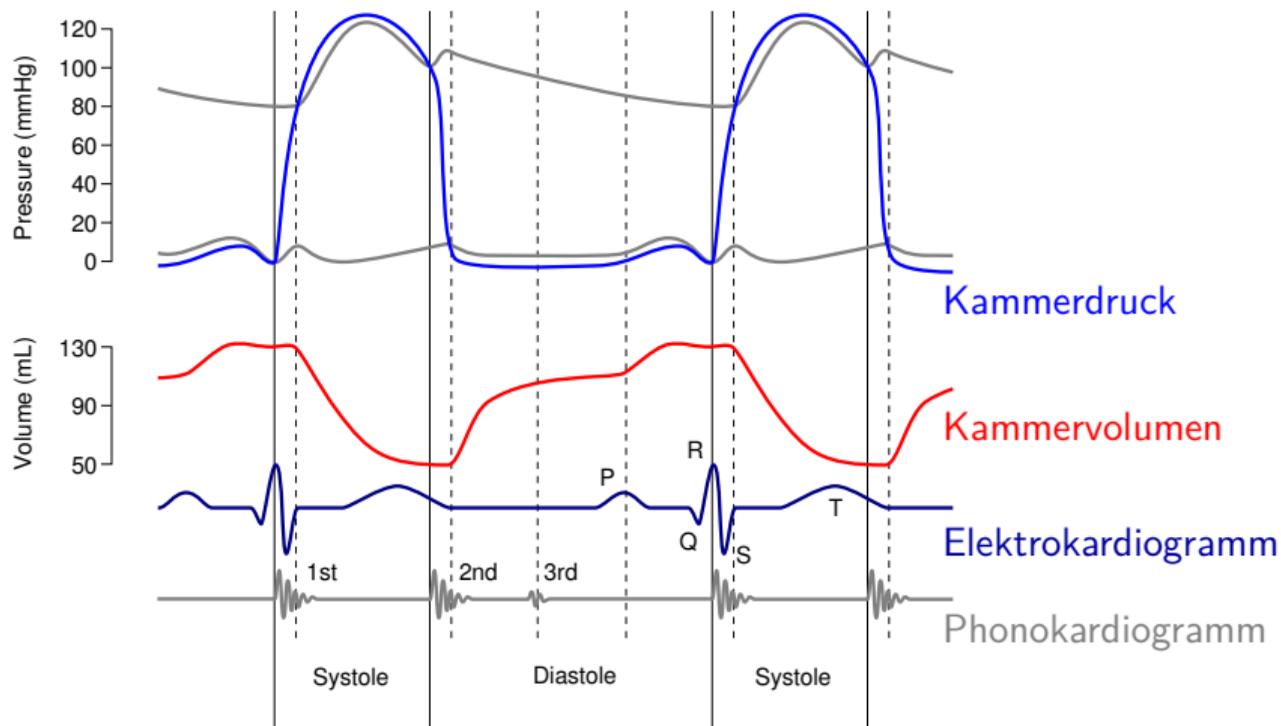


Messung der Herzaktivität



Source: Wikimedia Commons: Wapcaplet (right) DestinyQx/DanielChangMD (left)

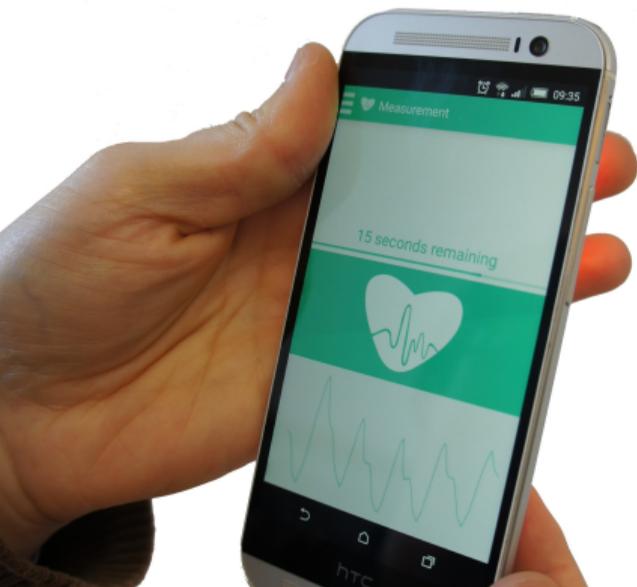
Messung der Herzaktivität



Source: Wikimedia Commons: Wapcaplet (right) DestinyQx/DanielChangMD (left)

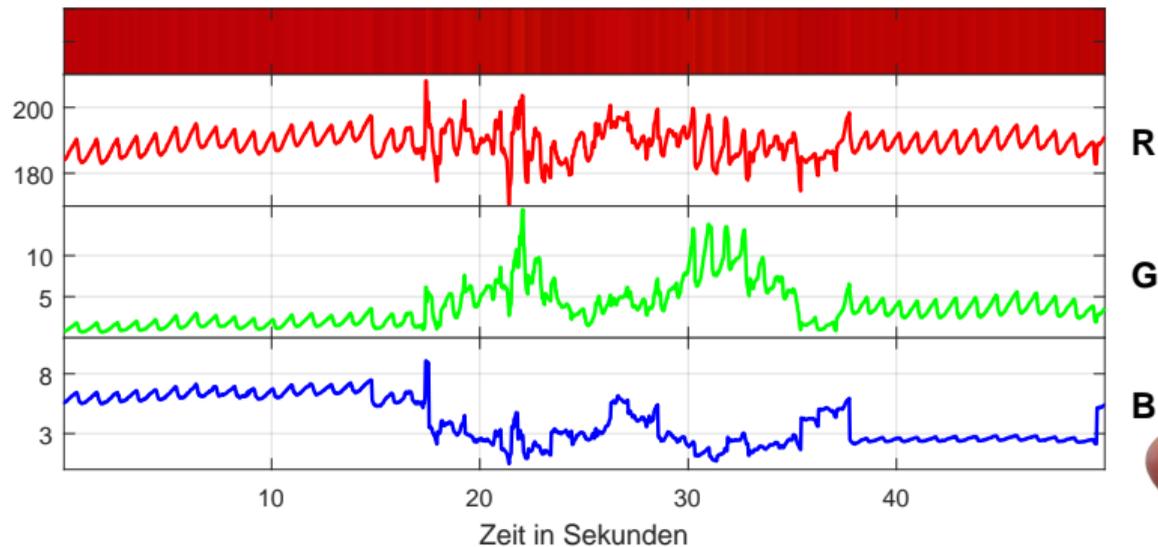
Alltagsmessung: Das Plethysmogramm

Messung des Plethysmogramms mittels Durchleuchtung des Fingers über den Blitz eines Smartphones.



Alltagsmessung: Das Plethysmogramm

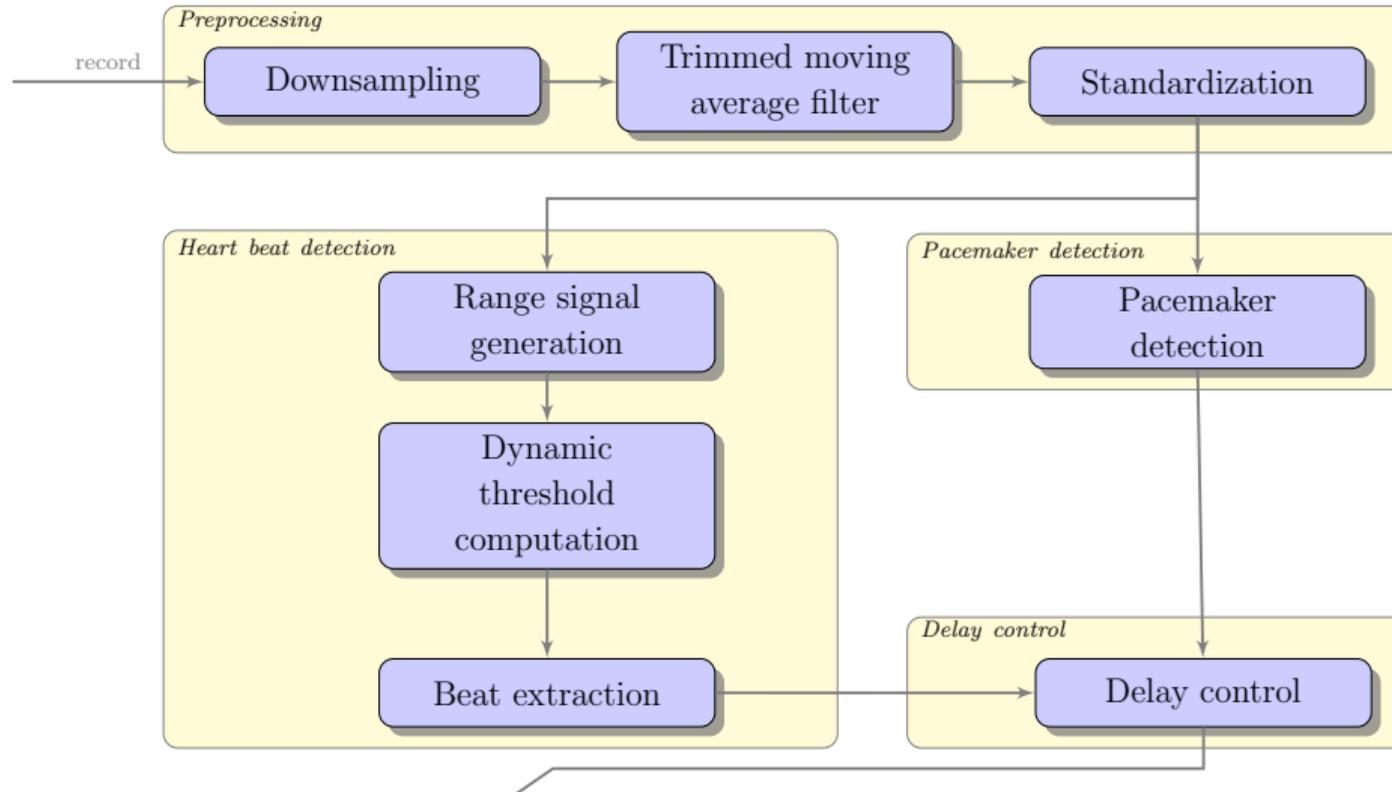
Messung des Plethysmogramms mittels Durchleuchtung des Fingers über den Blitz eines Smartphones.



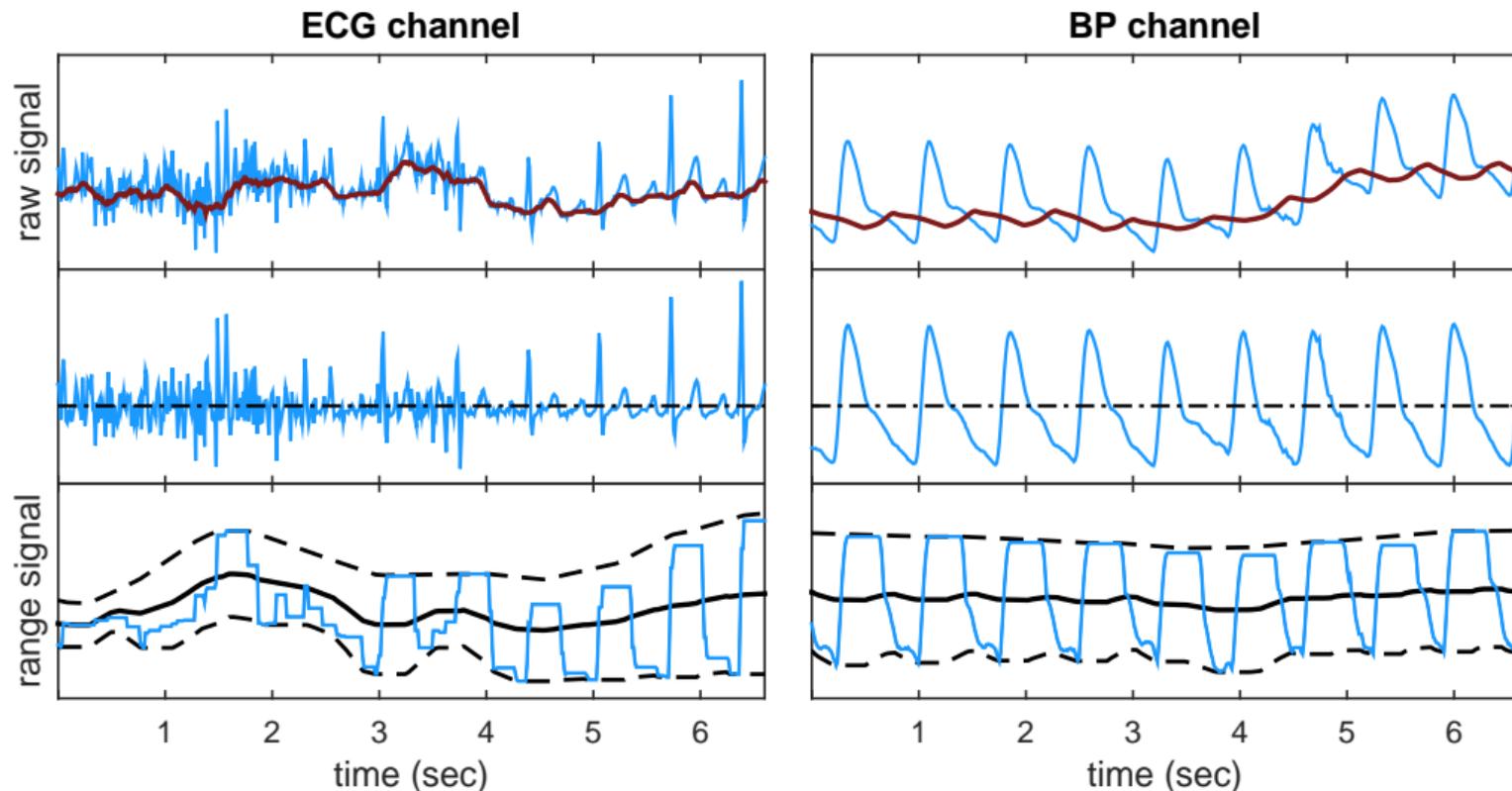


Wie kann man den Herzschlag erfassen?

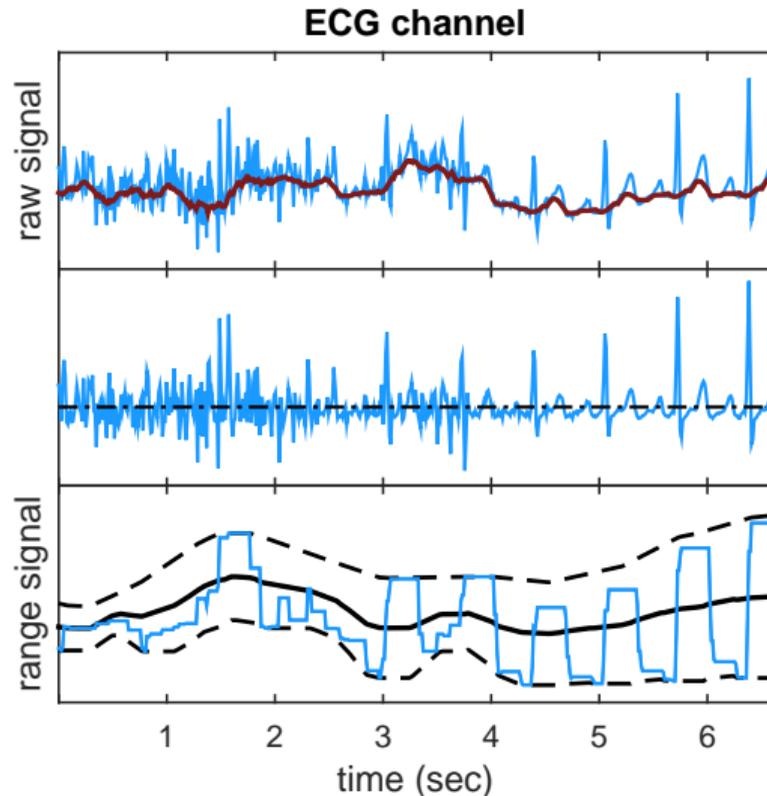
Programmflussdiagramm



Transformationsschritte für ein EKG- und ein Blutdrucksignal



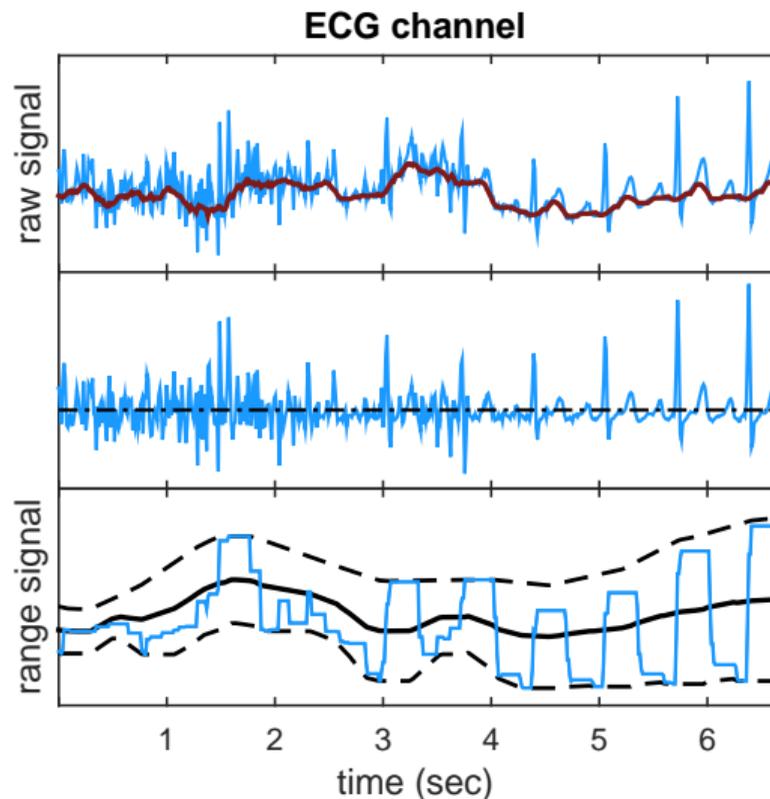
Transformationsschritte für ein EKG- und ein Blutdrucksignal



Downsampling

Nutzung eines ganzzahligen Konvertierungsfaktors in Höhe von $\lfloor f_s/80 \text{ Hz} \rfloor$.
 Ein gleitender Mittelwert gleicher Breite sorgt für eine natürliche Tiefpassfilterung. Das resultierende Signal hat dann eine Abtastrate f_s zwischen 80 und 160 Hz.

Transformationsschritte für ein EKG- und ein Blutdrucksignal



Getrimmter gleitender Mittelwert

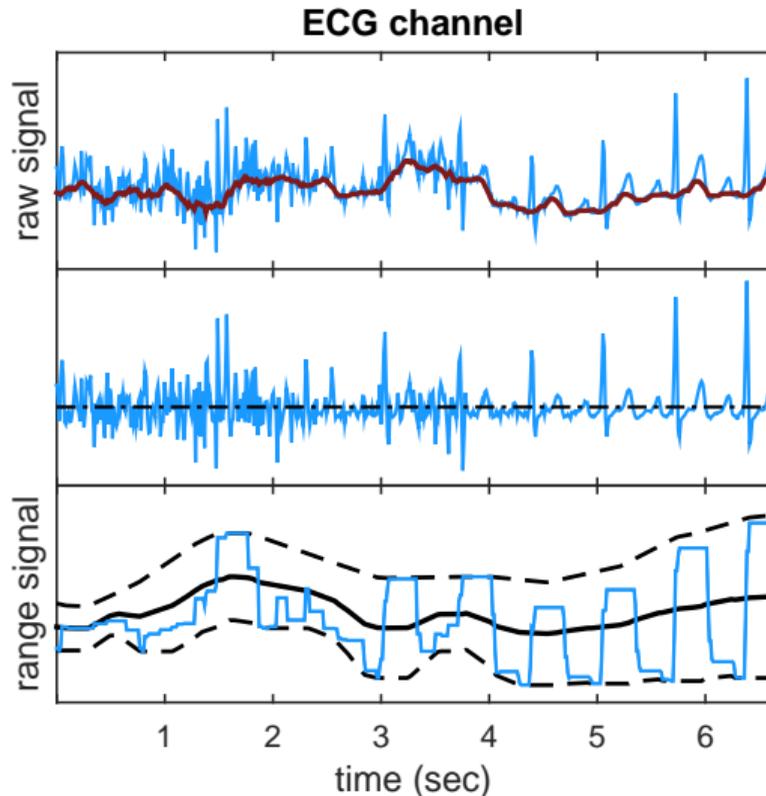
$\alpha\%$ getrimmter gleitender Mittelwert (TMA) [Bednar and Watt, 1984] eines Signals $(x_t)_{t=1,\dots,n}$:

$$\text{TMA}_i := \frac{1}{\omega - 2k} \sum_{j=k+1}^{\omega-k} \tilde{x}_j \quad \text{mit } k = \left\lceil \frac{\omega\alpha}{2} \right\rceil$$

sortierte Werte \tilde{x} von (x_t) , $t \in \left[i - \frac{\omega}{2}, i + \frac{\omega}{2} \right]$.

Trimmungsgrade: $\alpha_{\text{ECG}}=25\%$, $\alpha_{\text{BP}}=25\%$
 Fensterlängen: $\omega_{\text{ECG}}=0.2 \text{ sec}$, $\omega_{\text{BP}}=1.0 \text{ sec}$

Transformationsschritte für ein EKG- und ein Blutdrucksignal



Konstruktion eines Rechtecksignals

Differenz zwischen lokalem Minimum und Maximum in einem gleitenden Fenster.

Fensterlängen:

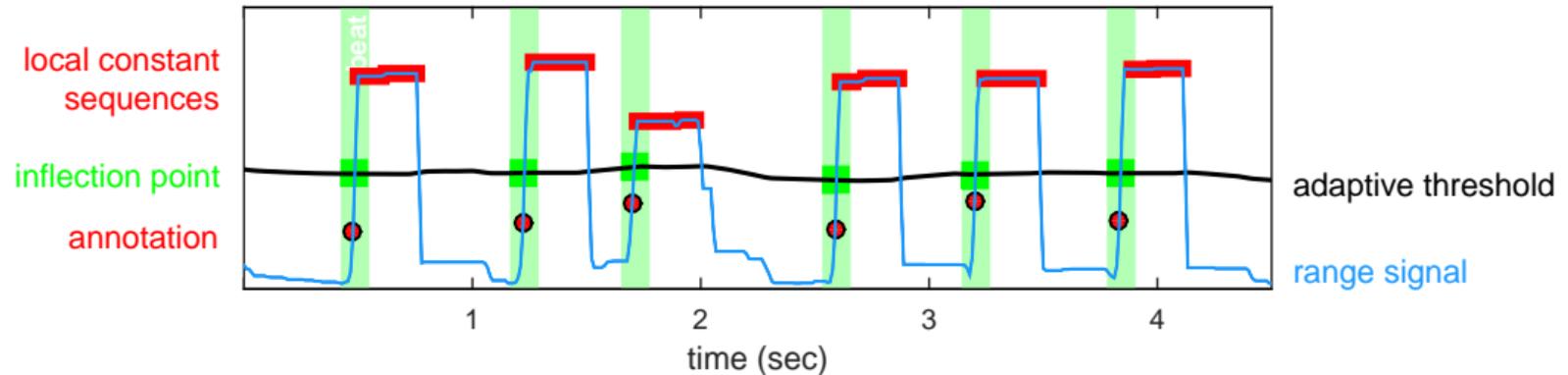
$$l_{\text{ECG}} = \lceil RT \cdot f_s \rceil, \quad l_{\text{BP}} = 2 \lceil RT \cdot f_s \rceil$$

RT bezeichnet dabei die Distanz zwischen der R-Zacke und der T-Welle im EKG-Komplex. Diese wird über die Herzfrequenz abgeschätzt.

Extrahierung des Herzschlages

Bedingungen:

- ➔ Hinreichende Signalstärke
- ➔ Lokal konstante Teilstücke (≤ 40 ms) oberhalb eines Schwellwerts
- ➔ Abfall des Signals unter 80% der Schwelllinie



Mehrere gleichzeitig gemessene Biosignale

Tabelle : Anzahl erkannter Herzschläge und deren Akzeptanzraten

set-p2/1003	t1	t2	t3
ECG lead II	48/100%	48/100%	47/100%
ART	48/100%	48/100%	46/95%
PAP	48/100%	48/100%	47/100%
CVP	51/78%	50/64%	48/95%
Resp. Imp.	22/22%	19/31%	27/23%
CO2	25/23%	40/19%	38/22%

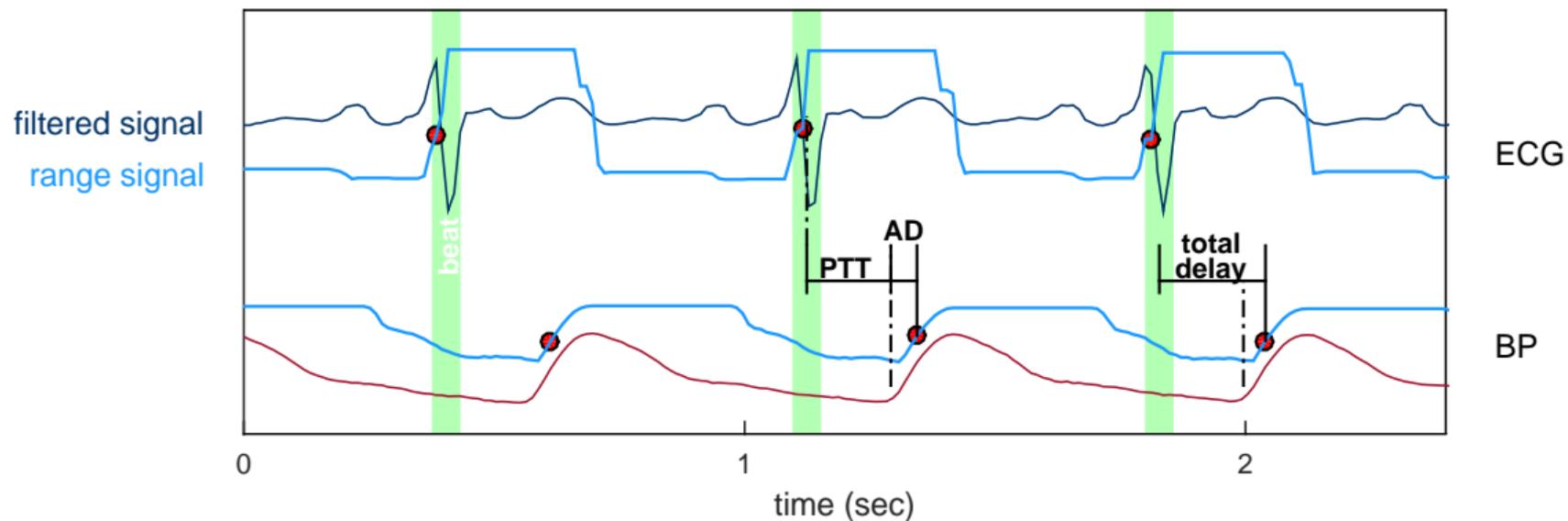
Mehrere gleichzeitig gemessene Biosignale

Tabelle : Anzahl erkannter Herzschläge und deren Akzeptanzraten

set-p2/1003	t1	t2	t3
ECG lead II	48/100%	48/100%	47/100%
ART	48/100%	48/100%	46/95%
PAP	48/100%	48/100%	47/100%
CVP	51/78%	50/64%	48/95%
Resp. Imp.	22/22%	19/31%	27/23%
CO2	25/23%	40/19%	38/22%

Korrektur von Verzögerungen

Pulswellenlaufzeit (PTT) eines Blutdrucksignals.



Ergebnisse der PhysioNet/CinC Challenge 2014

Der Algorithmus [Vollmer, 2014] war Teil der PhysioNet/CinC Challenge 2014 [Moody et al., 2014]. Von 60 internationalen Teams wurden in den drei Phasen insgesamt 317 Algorithmen bewertet.

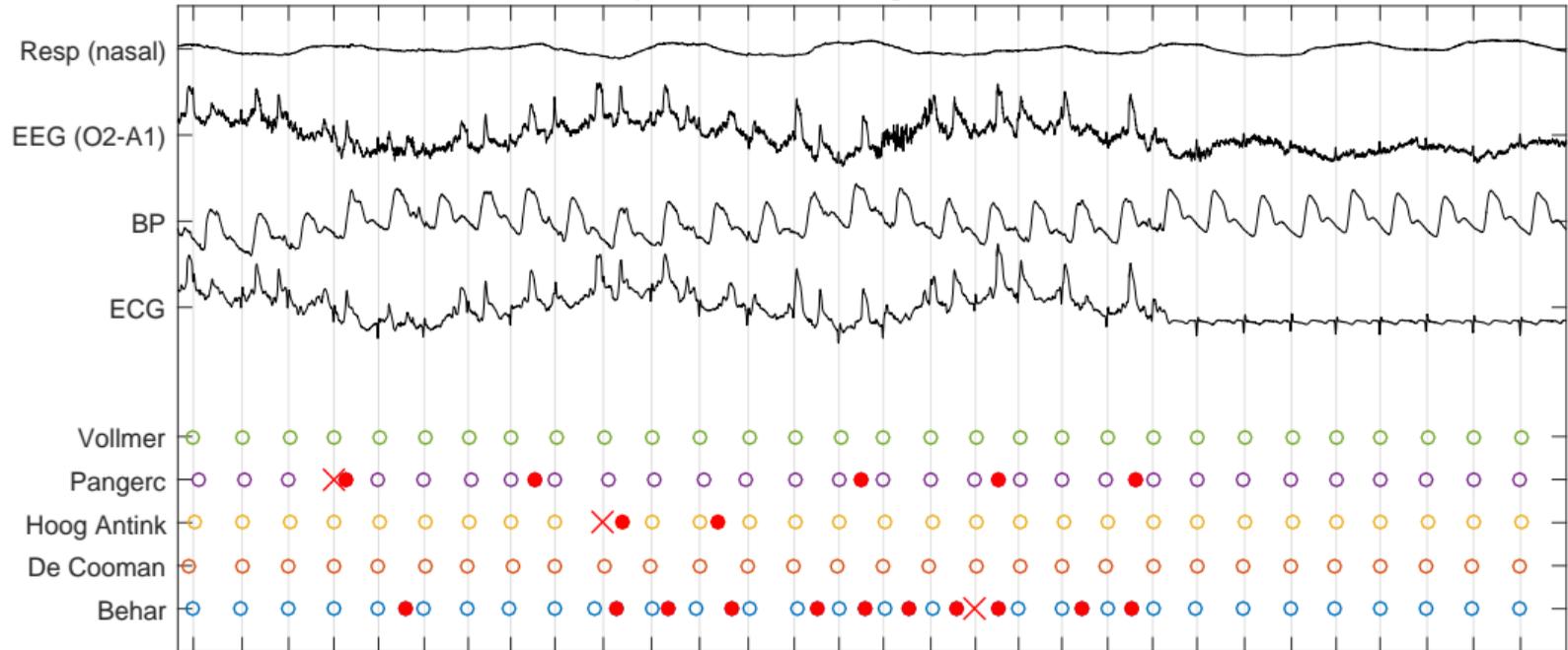
Tabelle : Offizielles Ranking der PhysioNet Challenge 2014 (aus [Moody et al., 2014])

	Phase I	Phase II	Phase III
1.	93.2 Vollmer	86.2 De Cooman	87.9 Johnson
2.	89.2 Pangerc	86.0 Vollmer	86.7 Soo-Kng
3.	88.9 Johannesen	85.9 Pangerc	86.6 De Cooman
4.	88.9 Ding	85.0 Plešinger	86.4 Gierałtowski
5.	88.7 Soo-Kng	84.6 Johnson	86.2 Vollmer

Ergebnisse des Stresstests

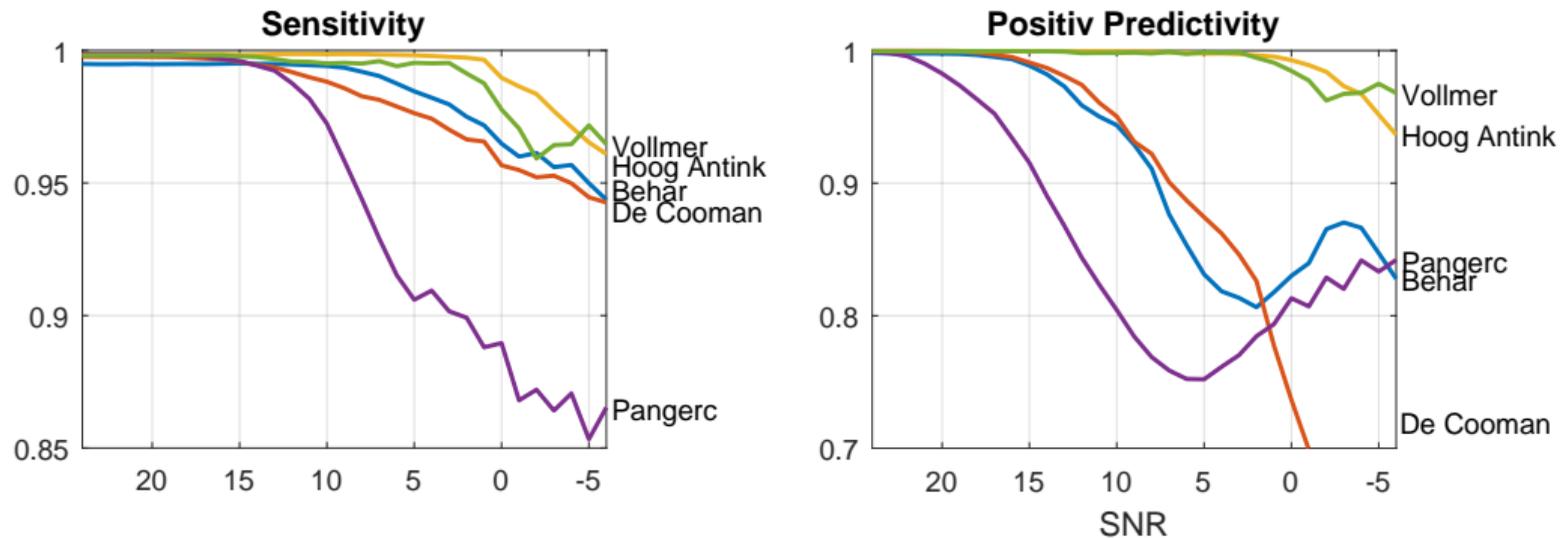
Falsch-Positive (rote Punkte) und Falsch-Negative Annotationen (rote Kreuze).

set-p/180 with 0 dB Signal-to-Noise-Ratio



Ergebnisse des Stresstests

Sensitivität und Positiv-Prädiktivität während der Störungsphasen.



Wissenschaftliche Beiträge

Zur Detektion von Herzschlägen:

- ➔ Open-Source Code mit adjustierbaren Parametern
- ➔ Berücksichtigung von Herzschrittmachern
- ➔ Vorwärts- und Rückwärtserkennung
- ➔ Reduzierter Algorithmus für ein Signal
- ➔ Vergleich von Algorithmen
- ➔ Meta-Algorithmus



Wie misst man die Herzfrequenzvariabilität?

Was ist die Herzfrequenzvariabilität?

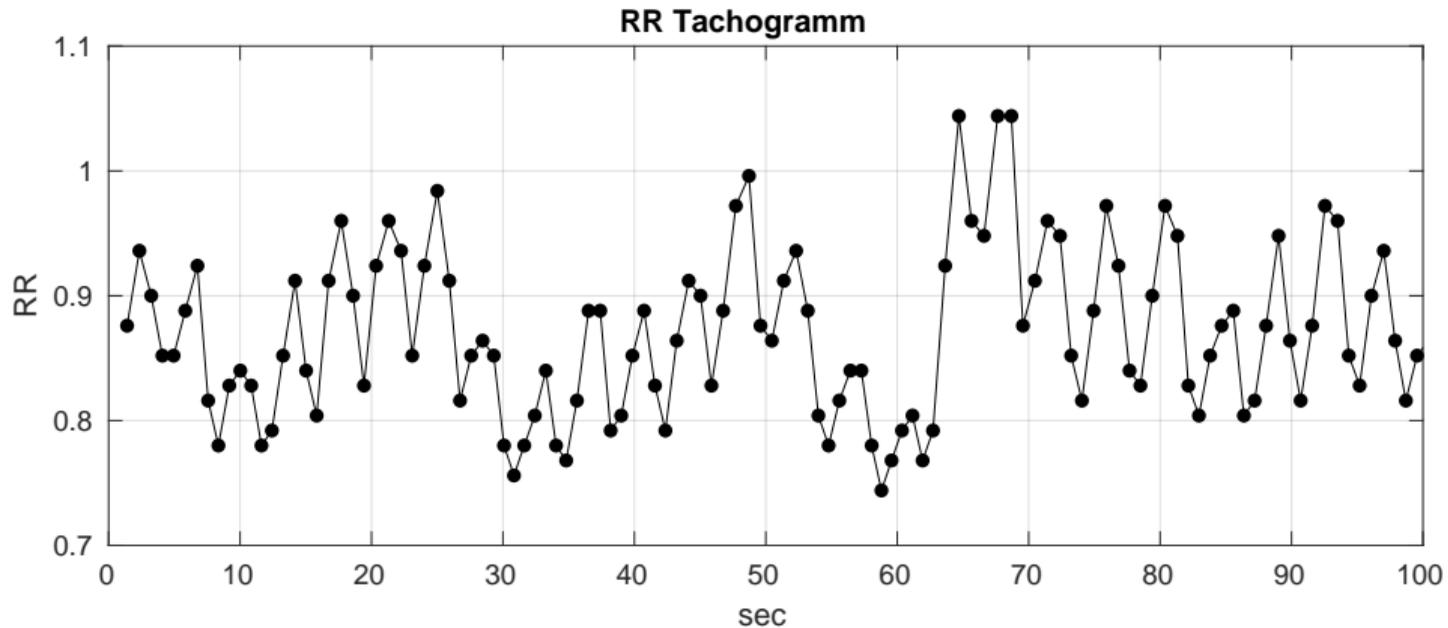
Die Herzfrequenzvariabilität (HRV) ist ein physiologischer Marker der autonomen Aktivität des Herzens.

” [Sie] beschreibt die Fähigkeit des Herzens, den zeitlichen Abstand von Herzschlag zu Herzschlag belastungsunabhängig laufend zu verändern, um sich wechselnden Anforderungen schnell anzupassen.

Aus „Herzfrequenzvariabilität im Sport“ [Hottenrott, 2002]

RR Intervalle

Der zeitliche Abstand von Herzschlag zu Herzschlag wird als RR Intervall bezeichnet.



Standardmaße

pNNx

$$P(|RR_{i+1} - RR_i| > x \text{ ms})$$



Standardmaße

pNNx

$$P(|RR_{i+1} - RR_i| > x \cdot n)$$



SDNN

$$\sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (RR_i - \overline{RR})^2}$$



Standardmaße

pNNx

$$P(|RR_{i+1} - RR_i| > x \text{ ms})$$



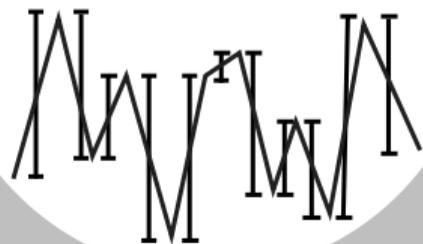
SDNN

$$\sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (RR_i - \overline{RR})^2}$$



RMSSD

$$\sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^{n-1} (RR_{i+1} - RR_i)^2}$$



Standardmaße

Maße der Zeitdomäne [Malik et al., 1996]

pNNx

$$P(|RR_{i+1} - RR_i| > x \text{ ms})$$



SD

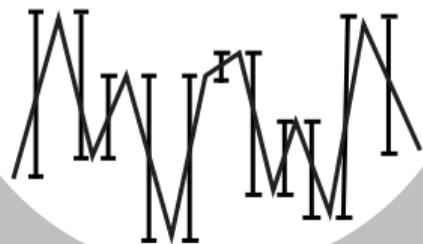
$$\sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (RR_i - \overline{RR})^2}$$



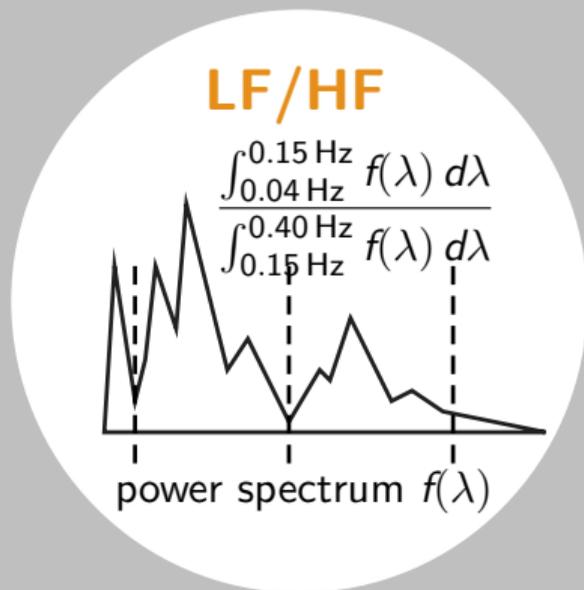
- + Einfach anzuwenden
- Beeinflusst durch Ausreißer und Artefakte
- Beeinflusst durch die Herzfrequenz

RMSSD

$$\sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^{n-1} (RR_{i+1} - RR_i)^2}$$



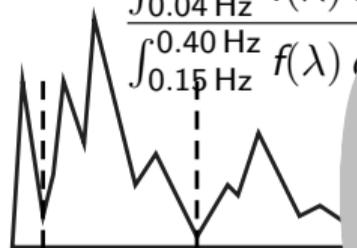
Standardmaße



Standardmaße

LF/HF

$$\frac{\int_{0.04 \text{ Hz}}^{0.15 \text{ Hz}} f(\lambda) d\lambda}{\int_{0.15 \text{ Hz}}^{0.40 \text{ Hz}} f(\lambda) d\lambda}$$



power spectrum $f(\lambda)$

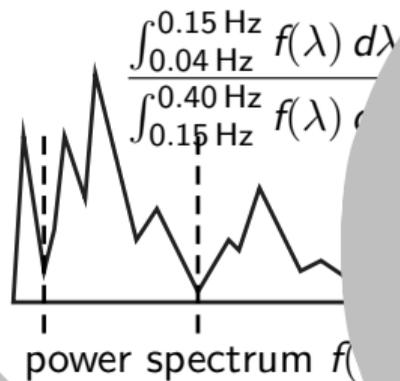
TINN



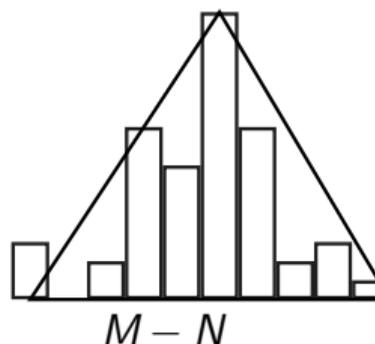
$M - N$

Standardmaße

LF/HF



TINN



SD1/SD2

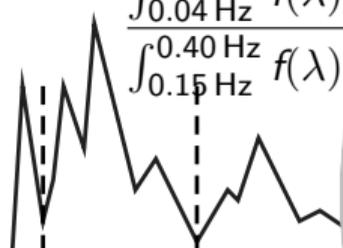
$$\frac{\sigma(RR_{i+1} - RR_i)}{\sigma(RR_{i+1} + RR_i)}$$

The figure shows a scatter plot of heart rate measurements. The data points are represented by small circles, and they are enclosed within an elliptical boundary, indicating the spread and correlation of the measurements.

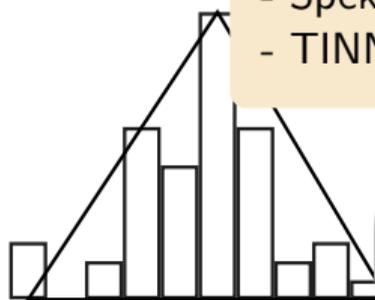
Standardmaße

LF/HF

$$\frac{\int_{0.04 \text{ Hz}}^{0.15 \text{ Hz}} f(\lambda) d\lambda}{\int_{0.15 \text{ Hz}}^{0.40 \text{ Hz}} f(\lambda) d\lambda}$$

power spectrum $f(\lambda)$

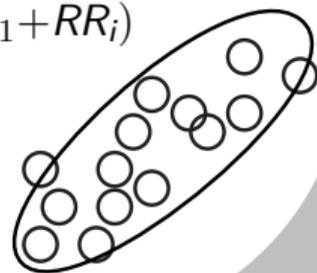
TINN

 $M - N$

Geometrische und spektrale Maße

- Schwerer zu verstehen
- Beeinflusst durch Ausreißer und Artefakte
- Beeinflusst durch die Herzfrequenz
- Spektrum: Umgang mit fehlenden Werten?
- TINN: Balkenbreite unklar

$$\frac{\sigma(RR_{i+1} - RR_i)}{\sigma(RR_{i+1} + RR_i)}$$



rrHRV

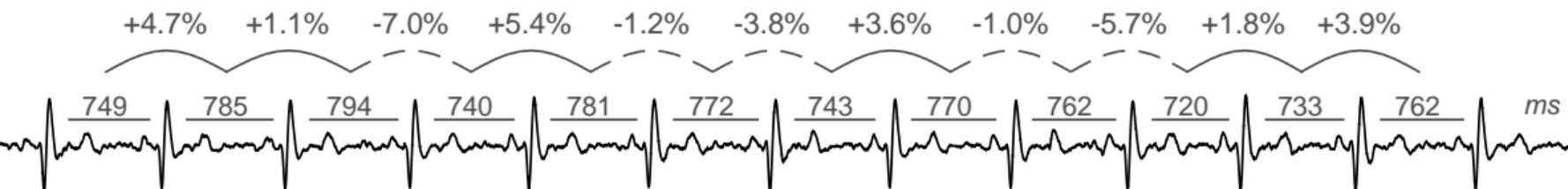
Relative RR Intervalle rr_i sind als gewichtete Differenz definiert:

$$rr_i := \frac{RR_i - RR_{i-1}}{\frac{1}{2}(RR_i + RR_{i-1})} \quad \text{für alle } i \in \{2, \dots, n\}$$

rrHRV

Relative RR Intervalle rr_i sind als gewichtete Differenz definiert:

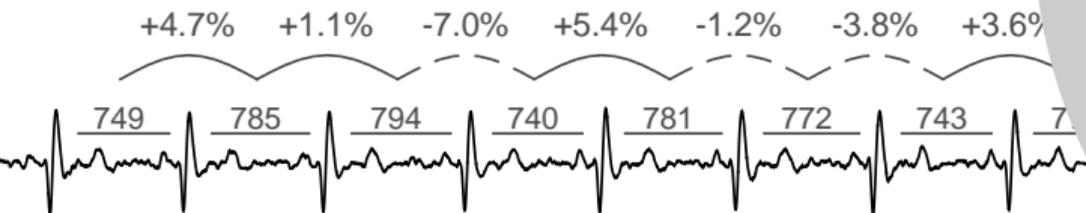
$$rr_i := \frac{RR_i - RR_{i-1}}{\frac{1}{2}(RR_i + RR_{i-1})} \quad \text{für alle } i \in \{2, \dots, n\}$$



rrHRV

Relative RR Intervalle rr_i sind als gewichtete Differenz definiert:

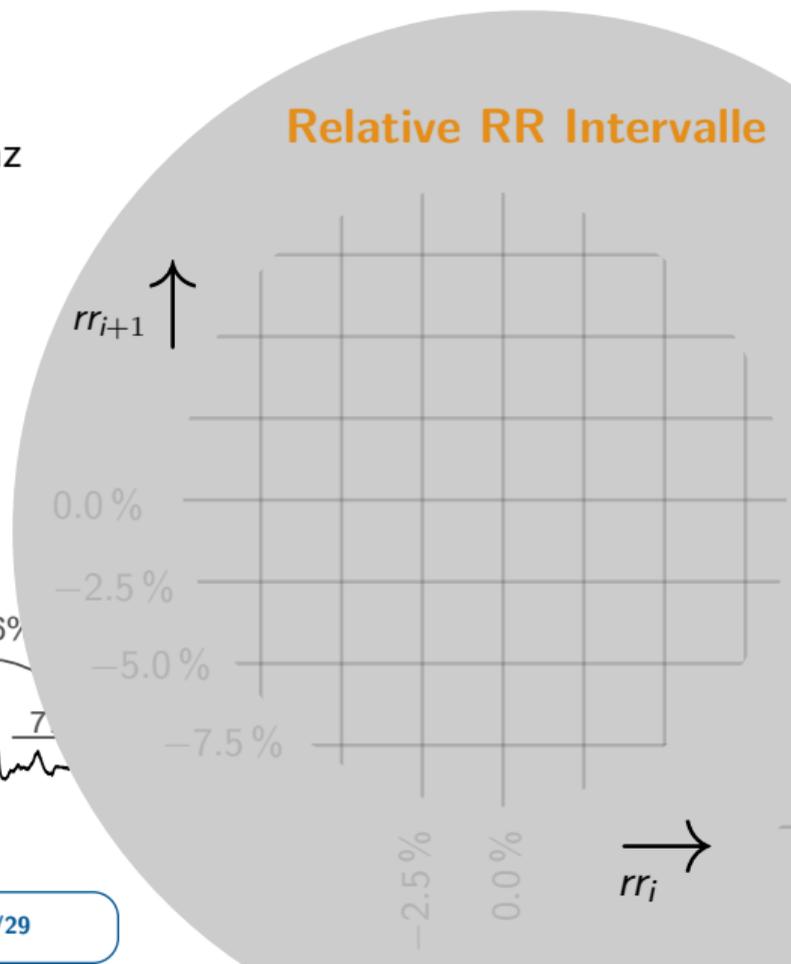
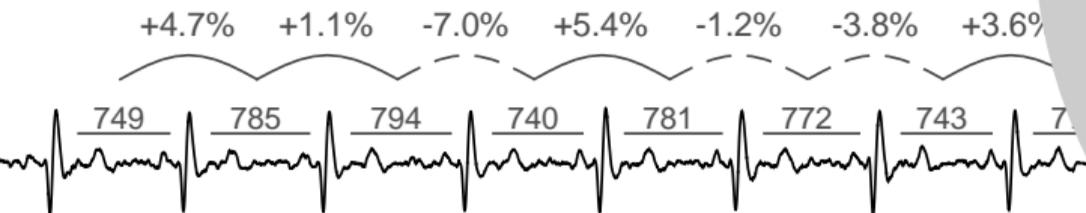
$$rr_i := \frac{RR_i - RR_{i-1}}{\frac{1}{2}(RR_i + RR_{i-1})} \quad \text{für alle } i \in \{2, \dots, n\}$$



rrHRV

Relative RR Intervalle rr_i sind als gewichtete Differenz definiert:

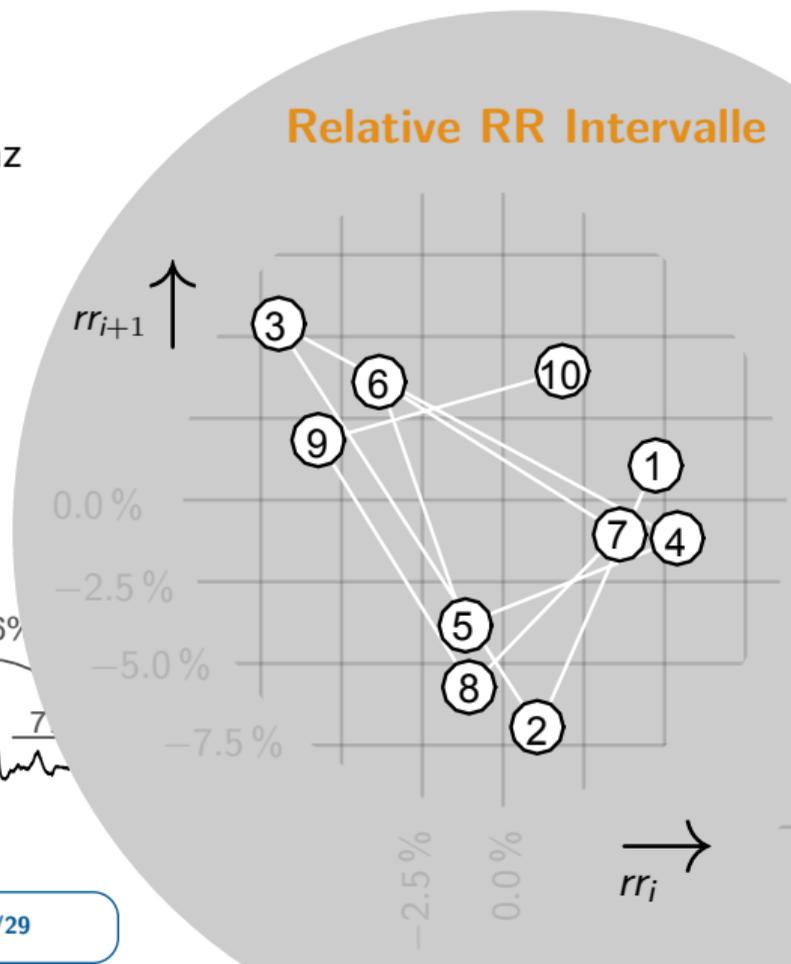
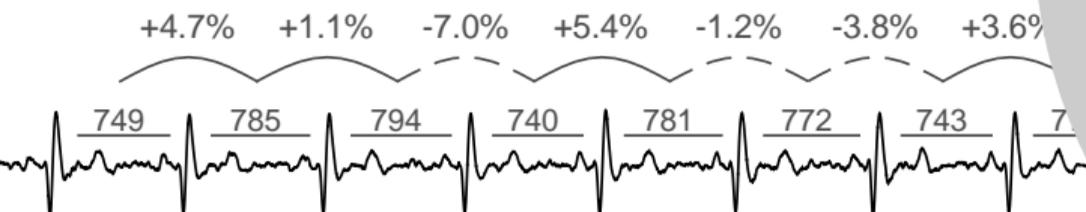
$$rr_i := \frac{RR_i - RR_{i-1}}{\frac{1}{2}(RR_i + RR_{i-1})} \quad \text{für alle } i \in \{2, \dots, n\}$$



rrHRV

Relative RR Intervalle rr_i sind als gewichtete Differenz definiert:

$$rr_i := \frac{RR_i - RR_{i-1}}{\frac{1}{2}(RR_i + RR_{i-1})} \quad \text{für alle } i \in \{2, \dots, n\}$$



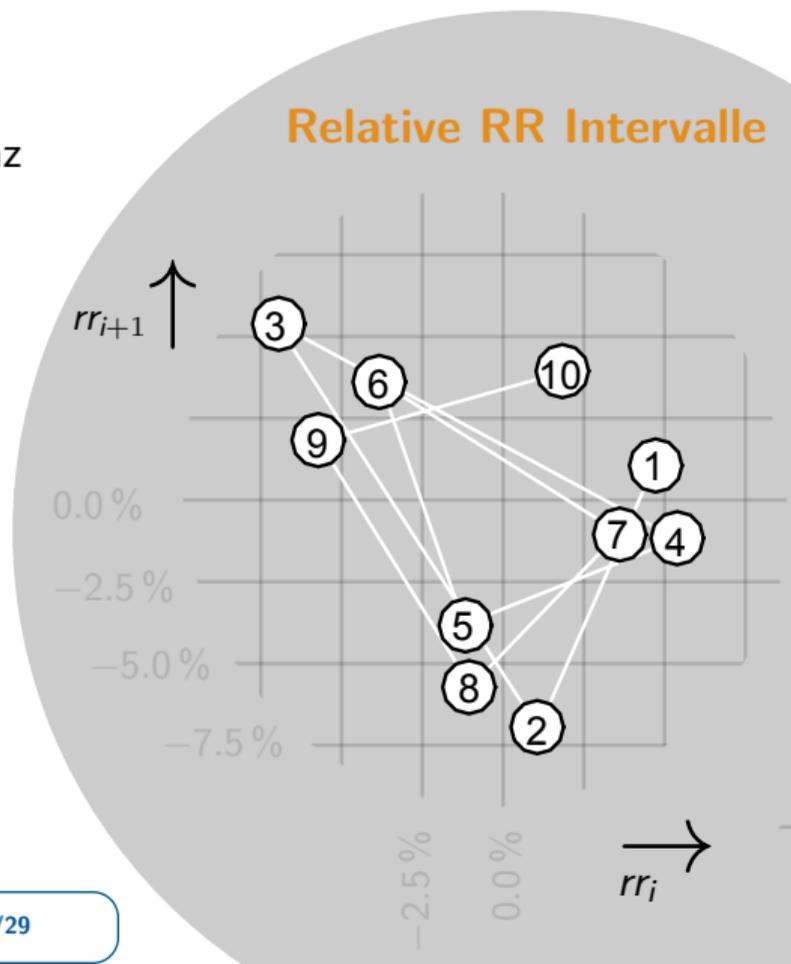
rrHRV

Relative RR Intervalle rr_i sind als gewichtete Differenz definiert:

$$rr_i := \frac{RR_i - RR_{i-1}}{\frac{1}{2}(RR_i + RR_{i-1})} \quad \text{für alle } i \in \{2, \dots, n\}$$

Relative RR Intervalle haben folgende Eigenschaften:

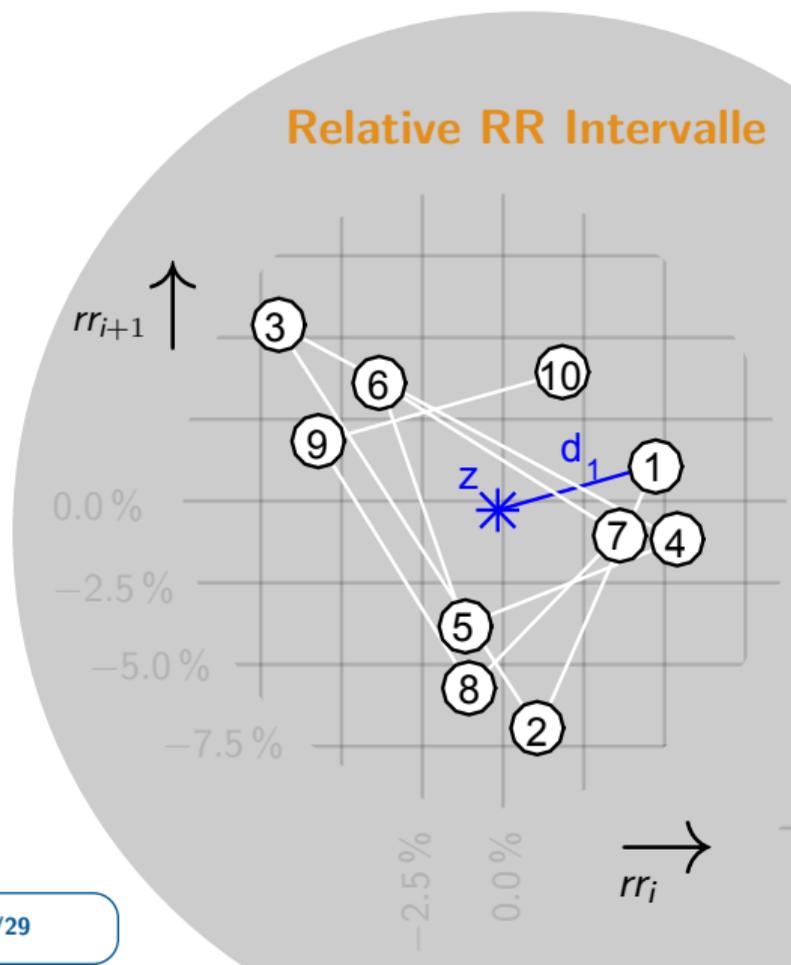
1. $-2 \leq rr_i \leq +2$
2. $rr_i = 0$ genau dann wenn $RR_i = RR_{i-1}$
3. $rr_i = -2$ genau dann wenn $RR_i = 0$
4. $rr_i = +2$ genau dann wenn $RR_{i-1} = 0$



rrHRV

Die Herzfrequenzvariabilität $rrHRV$ ist definiert über den euklidischen Abstand zum Zentrum der Punktwolke:

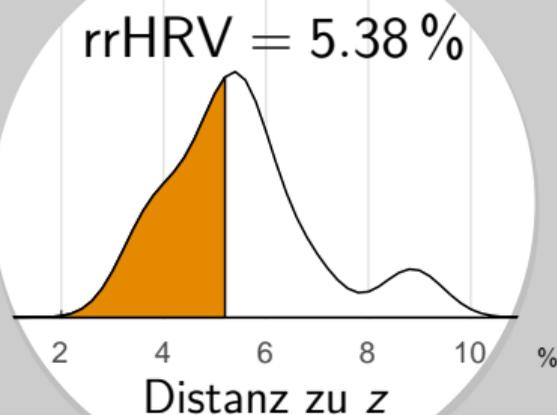
$$\begin{aligned} rrHRV &:= \text{median} (\| (rr_i, rr_{i+1}) - z \|_2) \\ &= \text{median} (d_i)_{i \in \{2, \dots, n\}} \end{aligned}$$



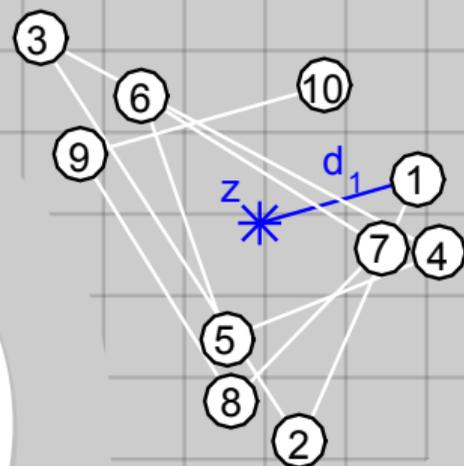
rrHRV

Die Herzfrequenzvariabilität $rrHRV$ ist definiert über den euklidischen Abstand zum Zentrum der Punktwolke:

$$\begin{aligned} rrHRV &:= \text{median} (\| (rr_i, rr_{i+1}) - z \|_2) \\ &= \text{median} (d_i)_{i \in \{2, \dots, n\}} \end{aligned}$$



Relative RR Intervalle



Besondere mathematische Eigenschaften

Invarianz gegenüber

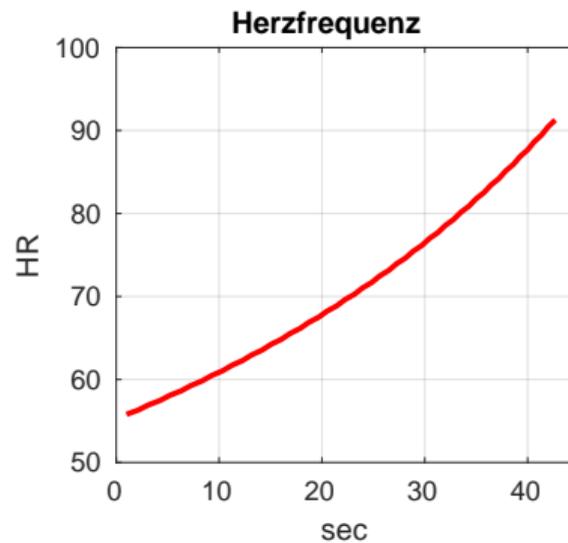
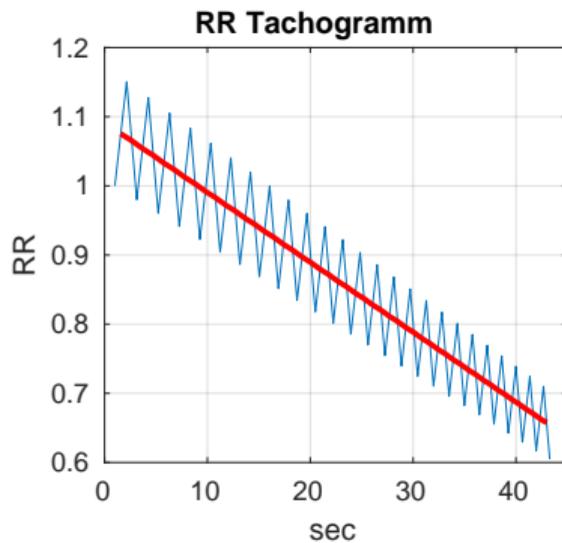
- ➔ Skalierungen
- ➔ Zeitabhängige Skalierungen
- ➔ Spiegelung
- ➔ Artefakte
- ➔ Fehlende Werte
- ➔ Segmentlänge

Besondere mathematische Eigenschaften

Invarianz gegenüber

- ➔ Skalierungen
- ➔ **Zeitabhängige Skalierungen**
- ➔ Spiegelung
- ➔ Artefakte
- ➔ Fehlende Werte
- ➔ Segmentlänge

Invarianz gegenüber zeitabhängige Skalierungen

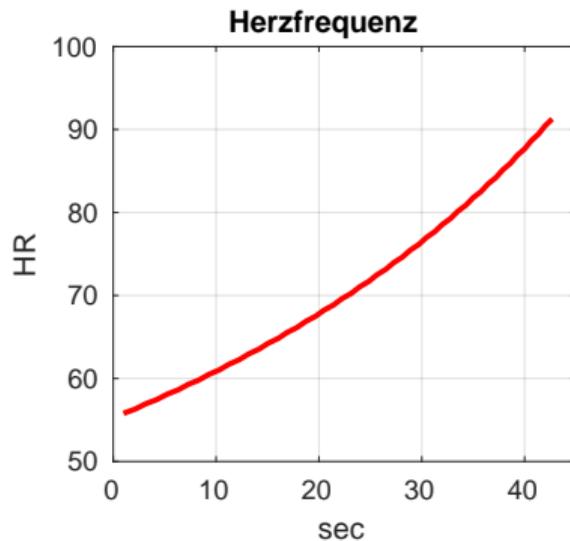
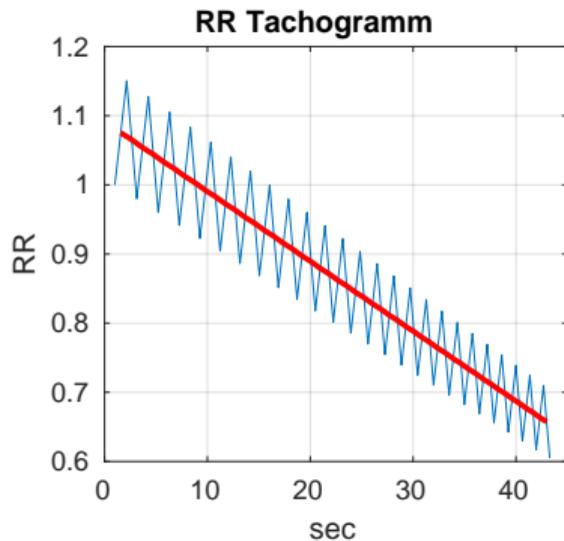


Invarianz gegenüber zeitabhängige Skalierungen

Zeitabhängige Skalierung als geometrische Folge von RR-Abständen:

$$\widehat{RR}_i = k^i \cdot RR_i = k^i(c + (-1)^i \cdot v)$$

mit periodischer Variabilität: z.B. $c = 1000$ ms und $v = 75$ ms.

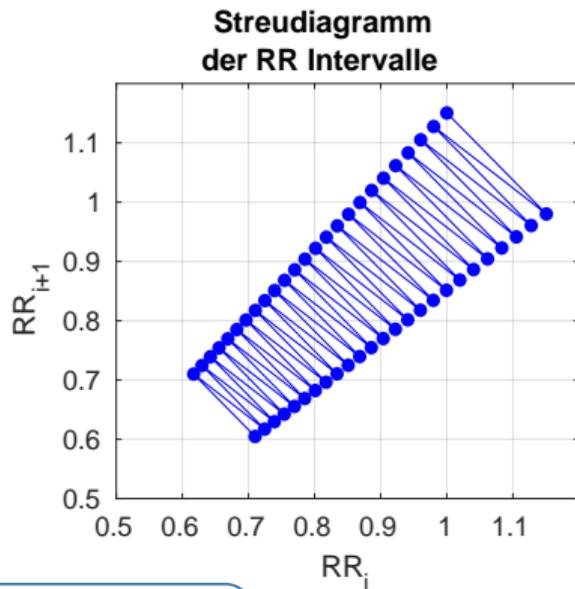
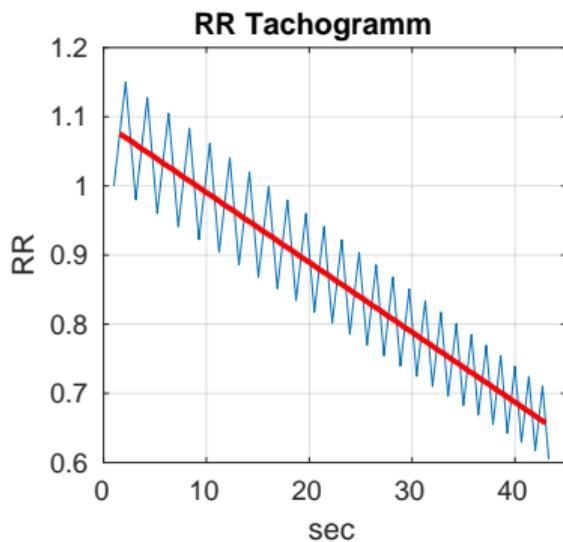


Invarianz gegenüber zeitabhängige Skalierungen

Zeitabhängige Skalierung als geometrische Folge von RR-Abständen:

$$\widehat{RR}_i = k^i \cdot RR_i = k^i(c + (-1)^i \cdot v)$$

mit periodischer Variabilität: z.B. $c = 1000$ ms und $v = 75$ ms.

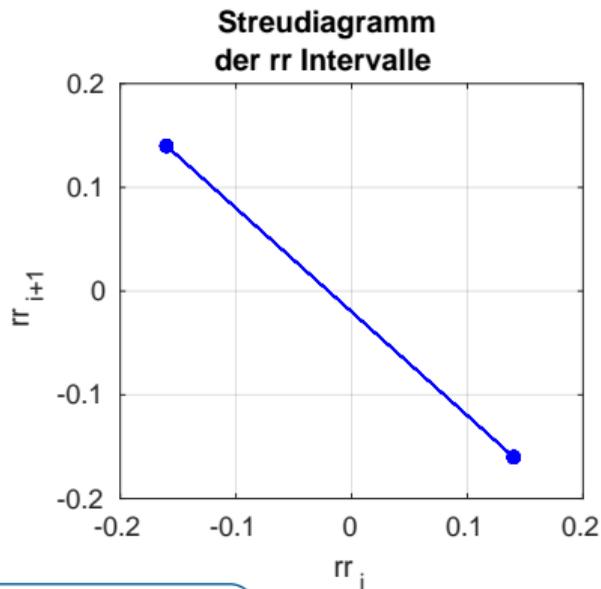
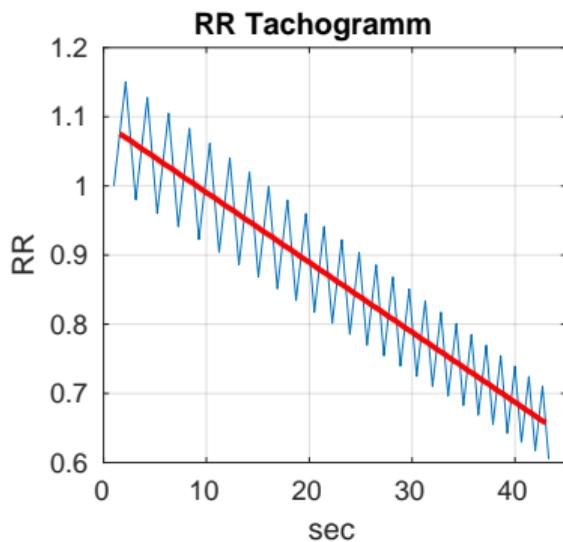


Invarianz gegenüber zeitabhängige Skalierungen

Zeitabhängige Skalierung als geometrische Folge von RR-Abständen:

$$\widehat{RR}_i = k^i \cdot RR_i = k^i(c + (-1)^i \cdot v)$$

mit periodischer Variabilität: z.B. $c = 1000$ ms und $v = 75$ ms.



Invarianz gegenüber zeitabhängige Skalierungen

Zeitabhängige Skalierung als geometrische Folge von RR-Abständen:

$$\widehat{RR}_i = k^i \cdot RR_i = k^i(c + (-1)^i \cdot v)$$

mit periodischer Variabilität: z.B. $c = 1000$ ms und $v = 75$ ms.

Dann ist

$$\widehat{rr}_i = 2 \cdot \frac{(k-1)c + (k+1)(-1)^i v}{(k+1)c + (k-1)(-1)^i v}$$

Invarianz gegenüber zeitabhängige Skalierungen

Zeitabhängige Skalierung als geometrische Folge von RR-Abständen:

$$\widehat{RR}_i = k^i \cdot RR_i = k^i (c + (-1)^i \cdot v)$$

mit periodischer Variabilität: z.B. $c = 1000$ ms und $v = 75$ ms.

Dann ist

$$\widehat{rr}_i = 2 \cdot \frac{(k-1)c + (k+1)(-1)^i v}{(k+1)c + (k-1)(-1)^i v}$$

Weiterhin kann gezeigt werden, dass

$$\widehat{rrHRV} = rrHRV \cdot \underbrace{\frac{4k}{(k+1)^2 - (k-1)^2 \left(\frac{v}{c}\right)^2}}_{f(k, \frac{v}{c})}$$

Invarianz gegenüber zeitabhängige Skalierungen

Änderung der Herzfrequenz innerhalb von n Herzschlägen unter Modellbedingungen und die Auswirkung auf rrHRV

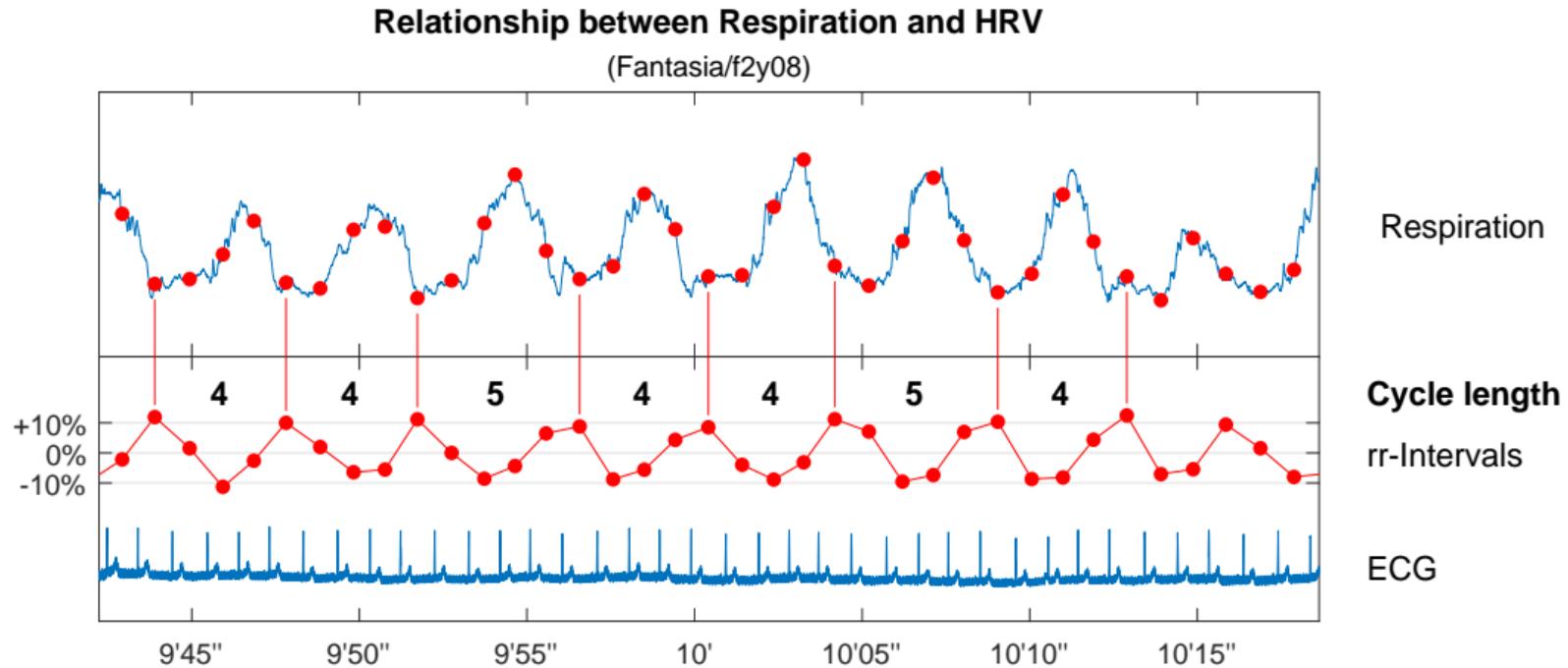
Modell	hr_1	hr_2	n	$\frac{v}{c}$	k	$f(k, \frac{v}{c})$	t
Verdoppelung der Herzfrequenz	80	160	30	0.05	0.9764	0.9999	16.2
			20		0.9642	0.9997	10.8
Drittelung der Herzfrequenz	150	50	30	0.10	1.0386	0.9996	22.0
				0.06	1.0386	0.9996	21.9

Wissenschaftliche Beiträge

Zur Herzfrequenzvariabilität:

- ➔ Ein Algorithmus zur Filterung von Artefakten
- ➔ Mathematische Eigenschaften
- ➔ $HRV \sim \text{Alter}$
- ➔ Kurzzeit- vs. Langzeitvariabilität
- ➔ $HRV \sim \text{Herzfrequenz}$
- ➔ Mustererkennung durch rrHRV höheren Grades
- ➔ $HRV \sim \text{Atmung}$
- ➔ Open-Source Code und Matlab Toolbox HRVTool

Widerkehrende rr-Intervalle

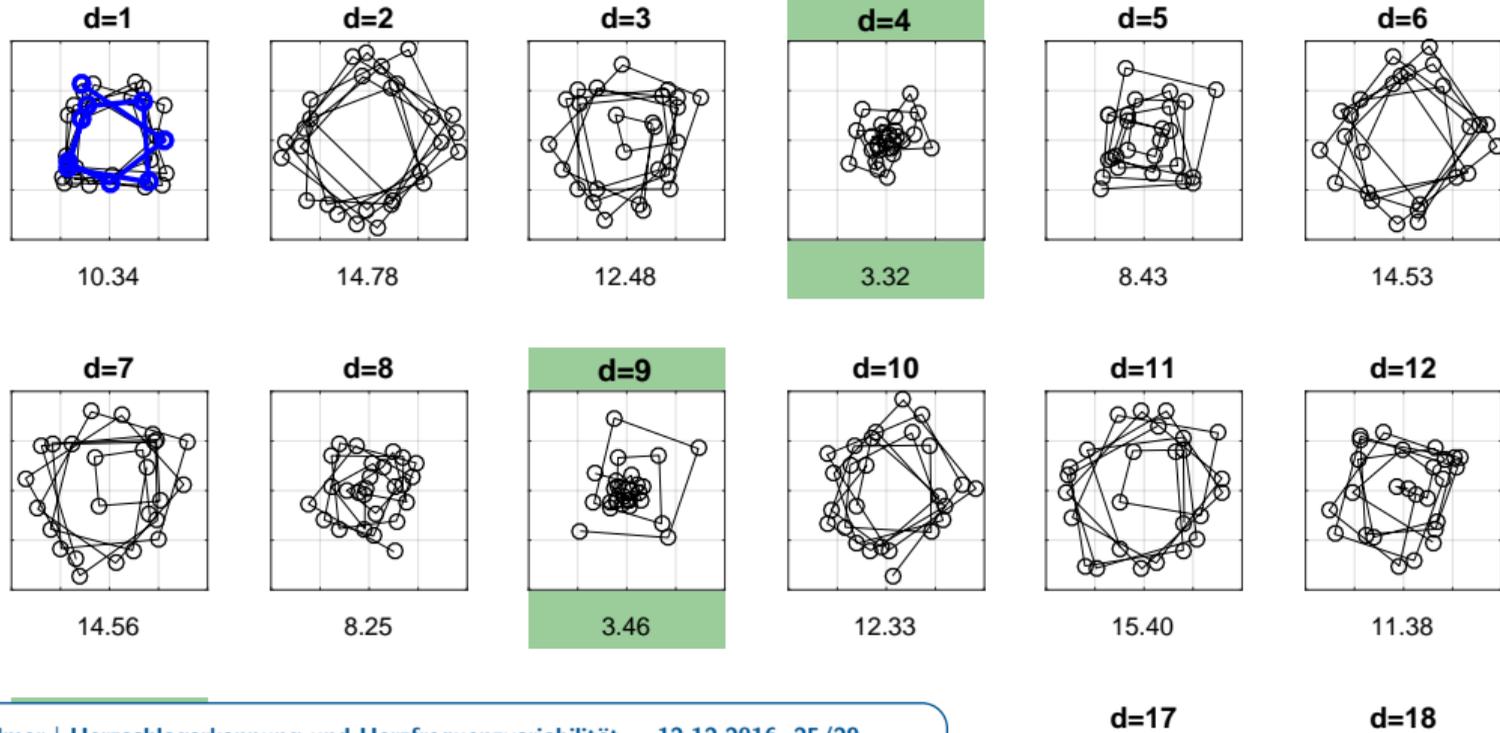


Widerkehrende rr-Intervalle

Return Maps of higher grades

9'50" - 10'19" (Fantasia/f2y08)

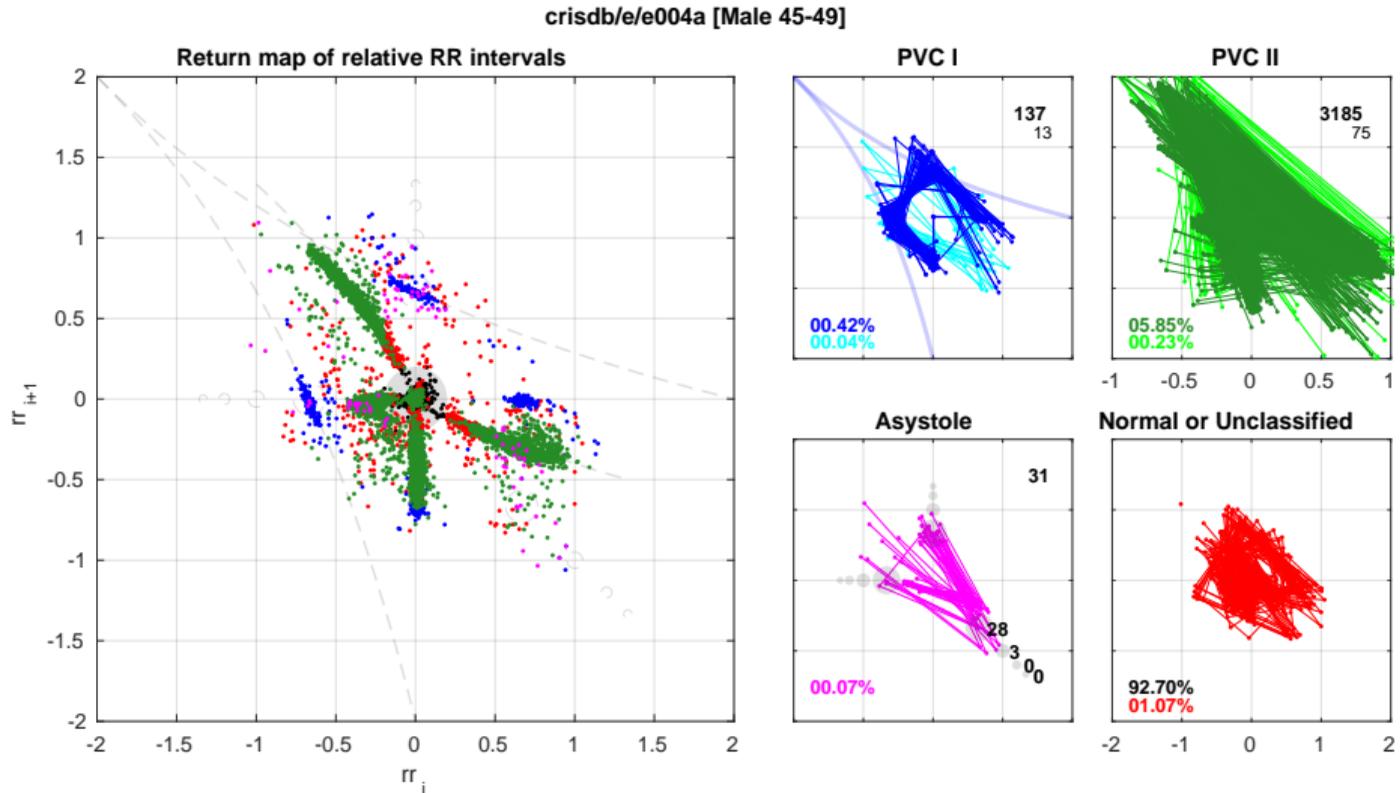
B





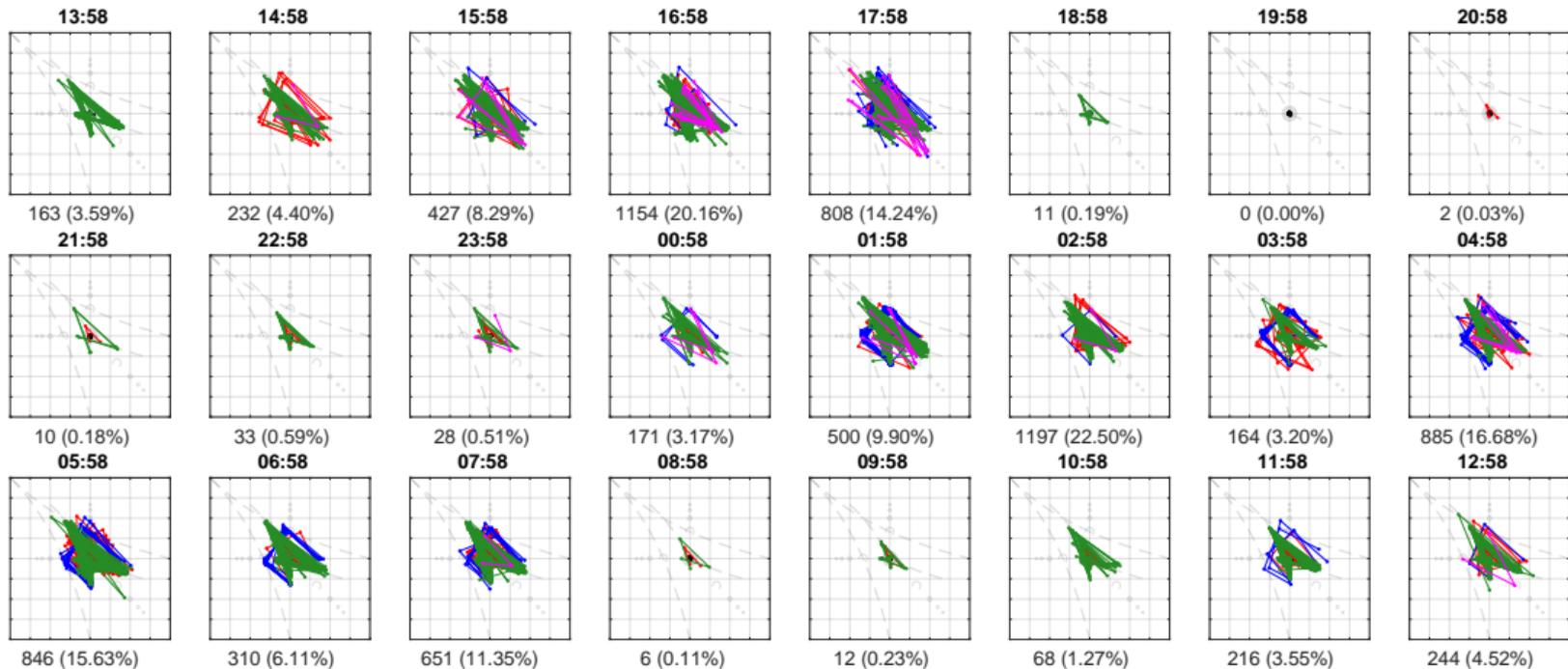
Ausblick

Arrhythmieerkennung und -verlauf



Arrhythmieerkennung und -verlauf

crisdb/e/e004a [Male 45-49]



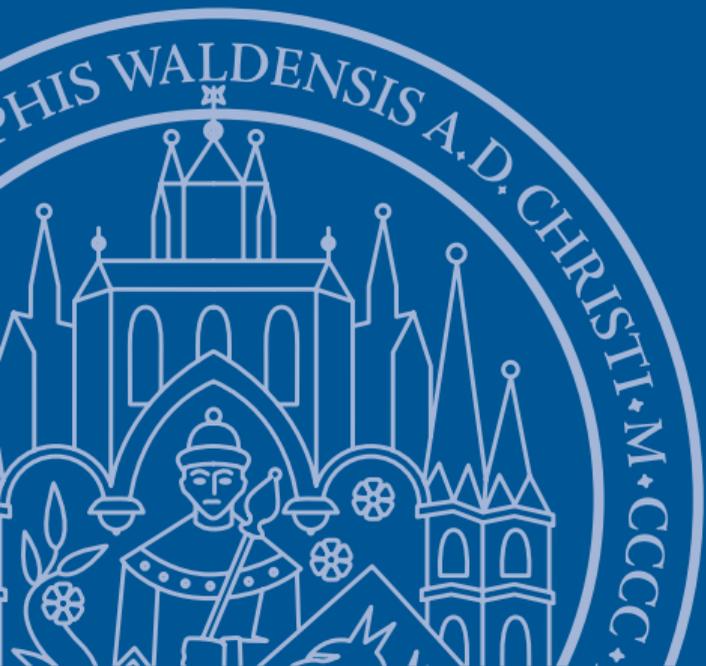
” Messen heißt Wissen und Wissen ist die Vorbedingung
zum Helfen.

Arthur Weber (1879-1975)[Weber, 1948],
Kardiologe und Mitbegründer der Deutschen Gesellschaft für Kreislaufforschung

” Messen heißt Wissen und Wissen ist die Vorbedingung zum Helfen.

Arthur Weber (1879-1975)[Weber, 1948],
Kardiologe und Mitbegründer der Deutschen Gesellschaft für Kreislaufforschung

Die Messung ist jedoch dann nur eine Hilfe,
wenn sie angemessen verarbeitet wird.



**Danke für Ihre
Aufmerksamkeit!**

-  Bednar, J. and Watt, T. (1984).
Alpha-trimmed means and their relationship to median filters.
Acoustics, Speech and Signal Processing, IEEE Transactions on, 32(1):145–153.
-  Hottenrott, K. (2002).
Grundlagen zur Herzfrequenzvariabilität und Anwendungsmöglichkeiten im Sport.
In Herzfrequenzvariabilität im Sport - Prävention, Rehabilitation und Training,
volume 129, pages 9–26. Edition Czwalina Feldhaus Verlag Hamburg.
-  Malik, M., Bigger, J. T., Camm, A. J., Kleiger, R. E., Malliani, A., Moss, A. J.,
and Schwartz, P. J. (1996).
Heart rate variability.
European Heart Journal, 17(3):354–381.

-  Moody, G., Moody, B., and Silva, I. (2014).
Robust Detection of Heart Beats in Multimodal Data: The PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2014.
In *Computing in Cardiology 2014*, pages 549–552.
-  Vollmer, M. (2014).
Robust Detection of Heart Beats using Dynamic Thresholds and Moving Windows.
In *Computing in Cardiology 2014*, pages 569–572.
-  Weber, A. (1948).
Die Elektrokardiographie und andere graphische Methoden in der Kreislaufdiagnostik.
Springer Berlin, 4. Auflage edition.