



Johannes Kepler University Linz, Austria



Institute for Design and Control of Mechatronical Systems

Bachelorarbeit:

Fehlererkennung bei EKG Signalen

Endpräsentation

Sebastian Pammer

Betreuer: Harald Kirchsteiger

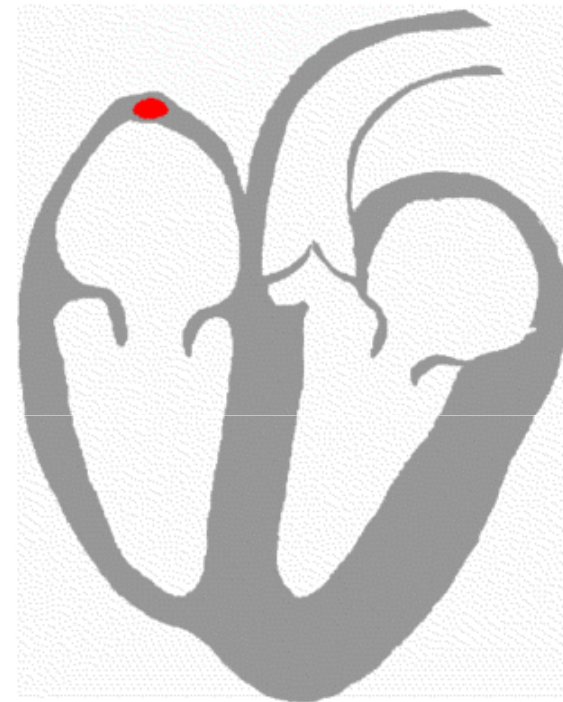
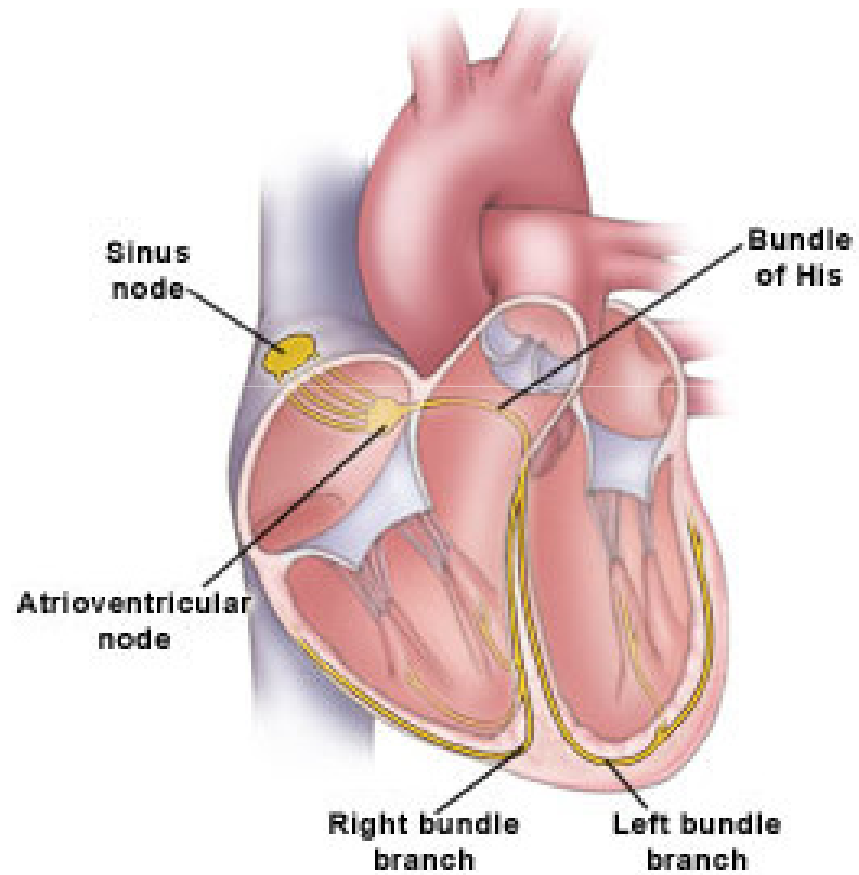
Aufgabenstellung



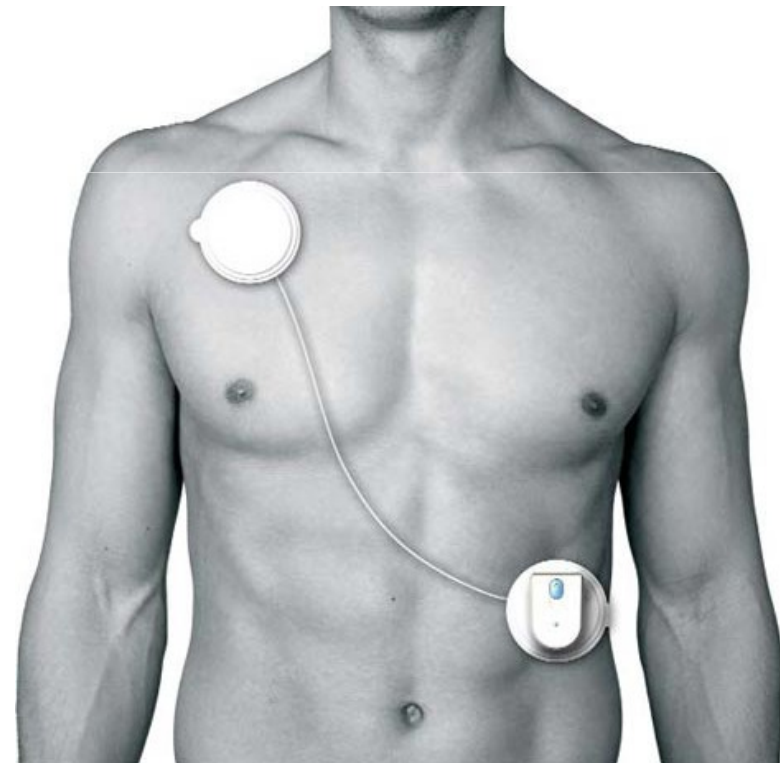
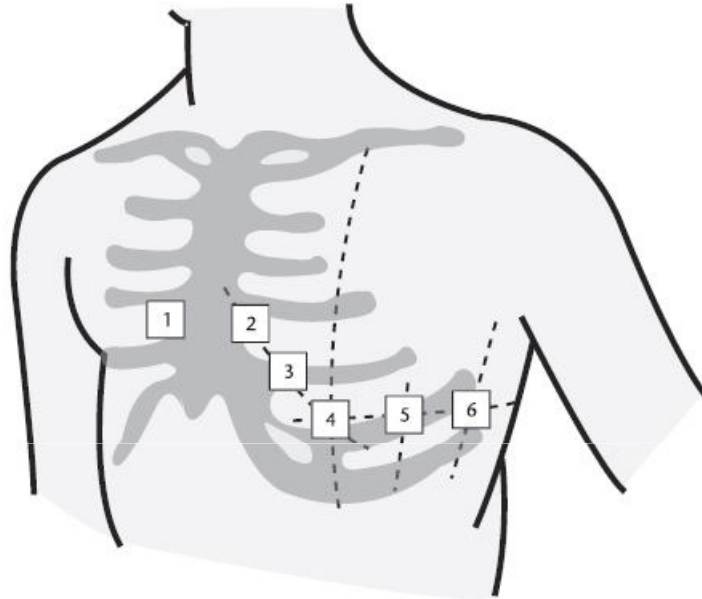
Bisherige Arbeitsschritte:

- Einarbeiten in physiologische Grundlagen
- Einarbeiten in bestehende Fehlerdeduktionsalgorithmen
- Detektionsverfahren aufgrund eines rekursiven Least Squares Algorithmus realisieren
- Algorithmen zur Vorverarbeitung der Daten (Filter, PCA) realisieren
- Datenanalyse:
 - Festlegen von Fehlerklassen
 - Auswahl geeigneter Datensätze (MIT-BIH Arrhythmia Database)
 - Anwendung und Abstimmung des RLS auf ausgewählte Messdaten
 - Auswertung
- Dokumentation, Präsentation

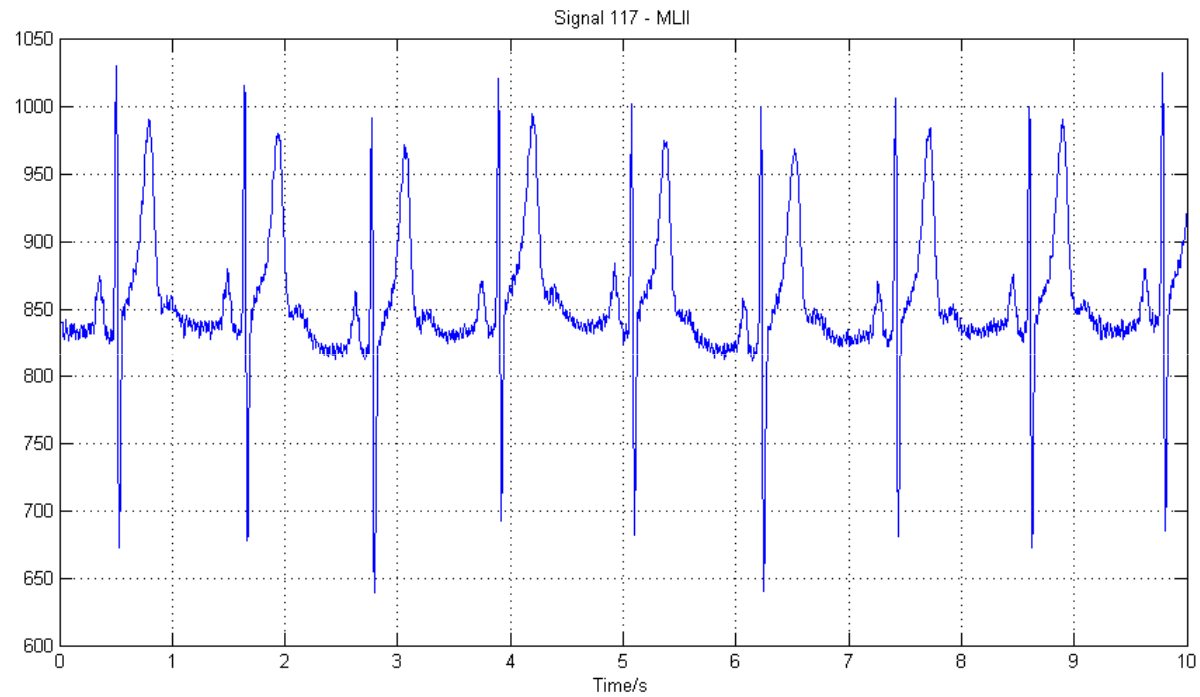
Grundlagen – Physiologie



Grundlagen – EKG Messung

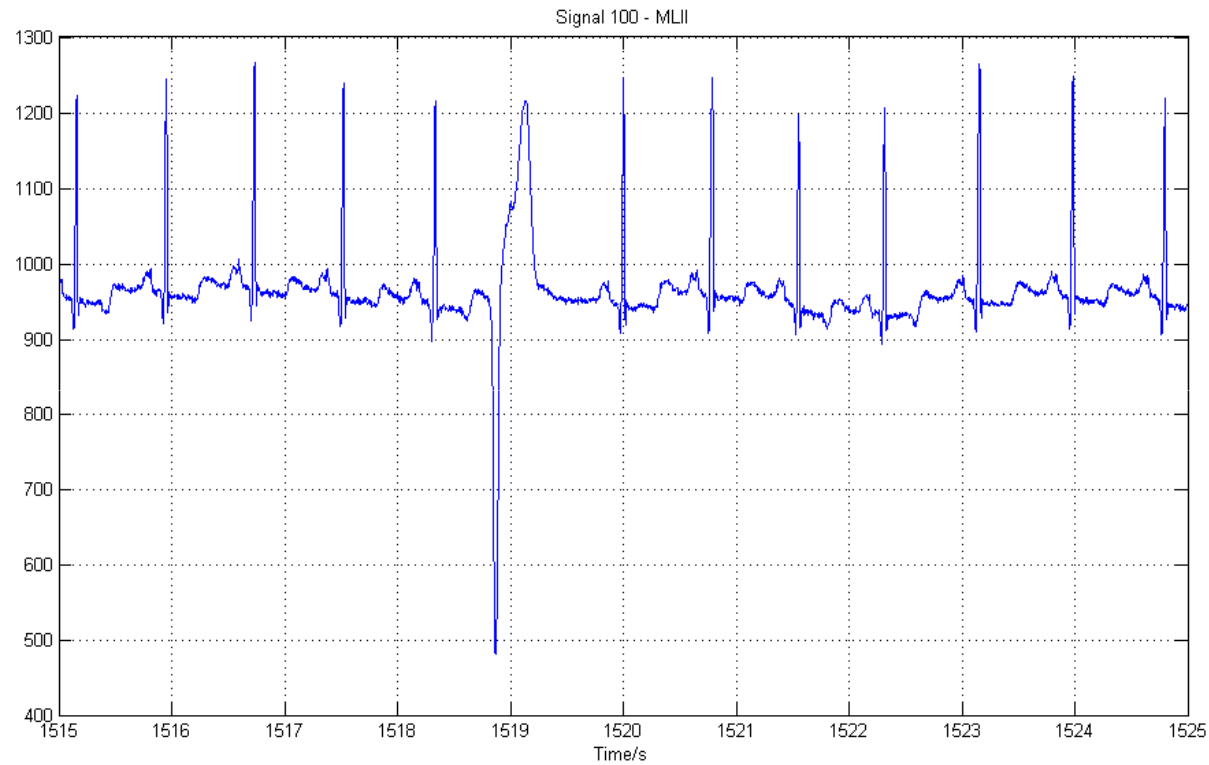


Grundlagen – Normales EKG



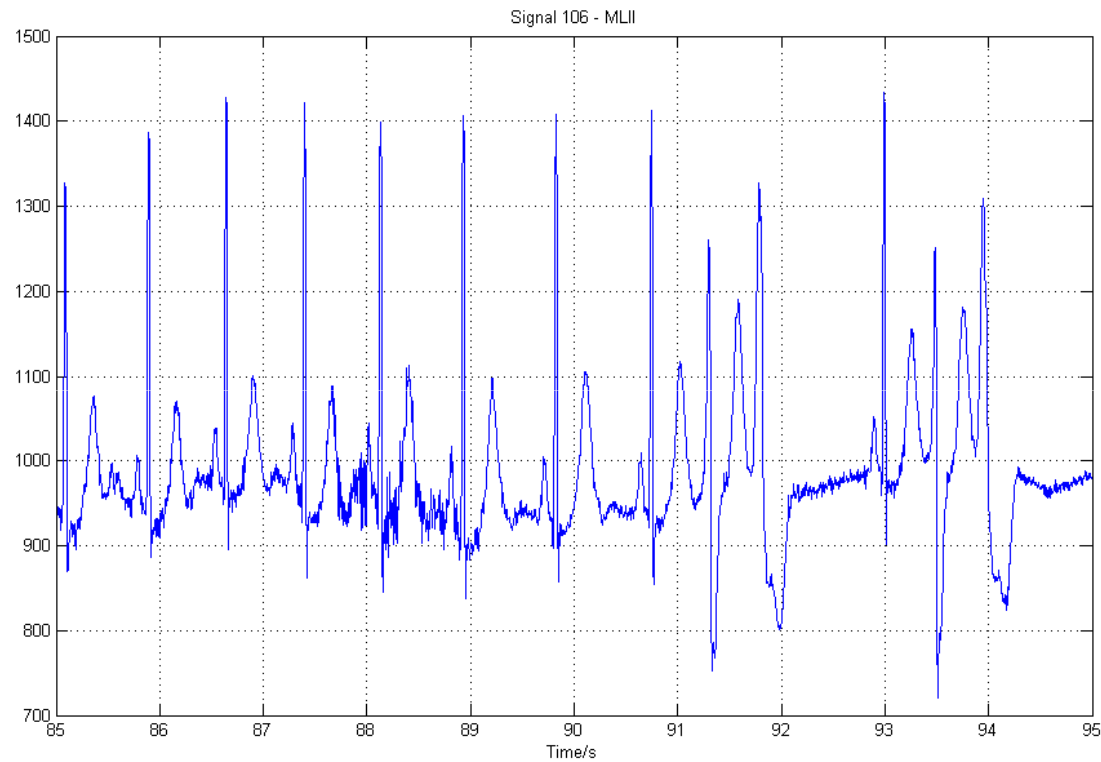
Normaler Sinusrhythmus (aus 117)

Grundlagen – Fehlerhaftes EKG



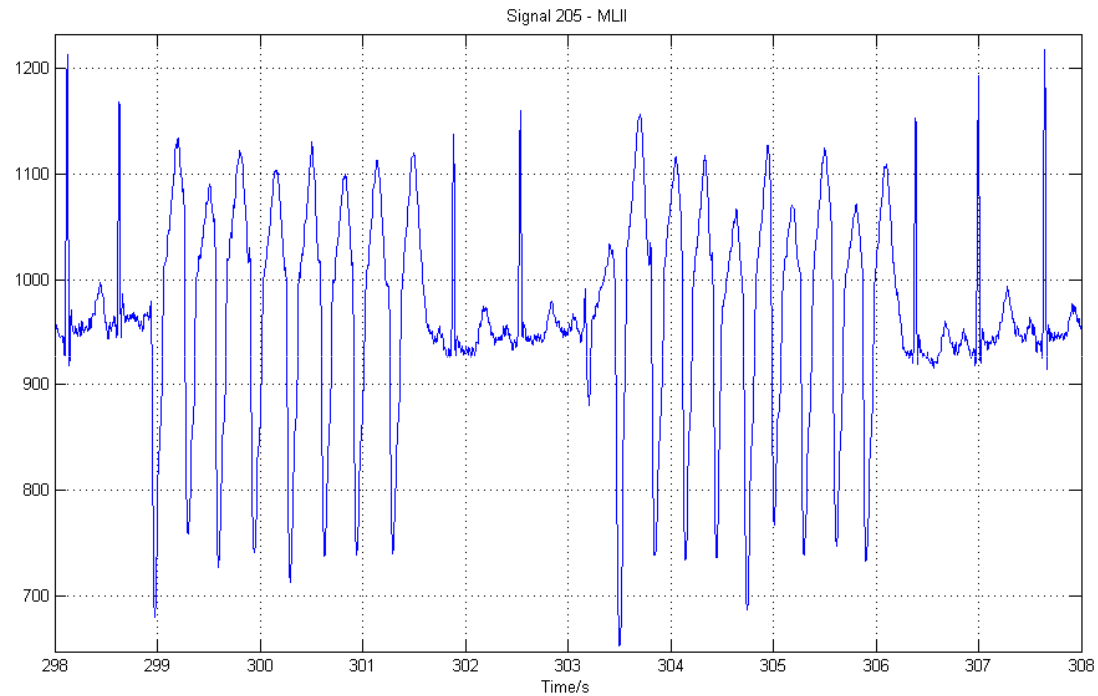
Ventrikuläre Extrasystole (aus 100)

Grundlagen – Fehlerhaftes EKG



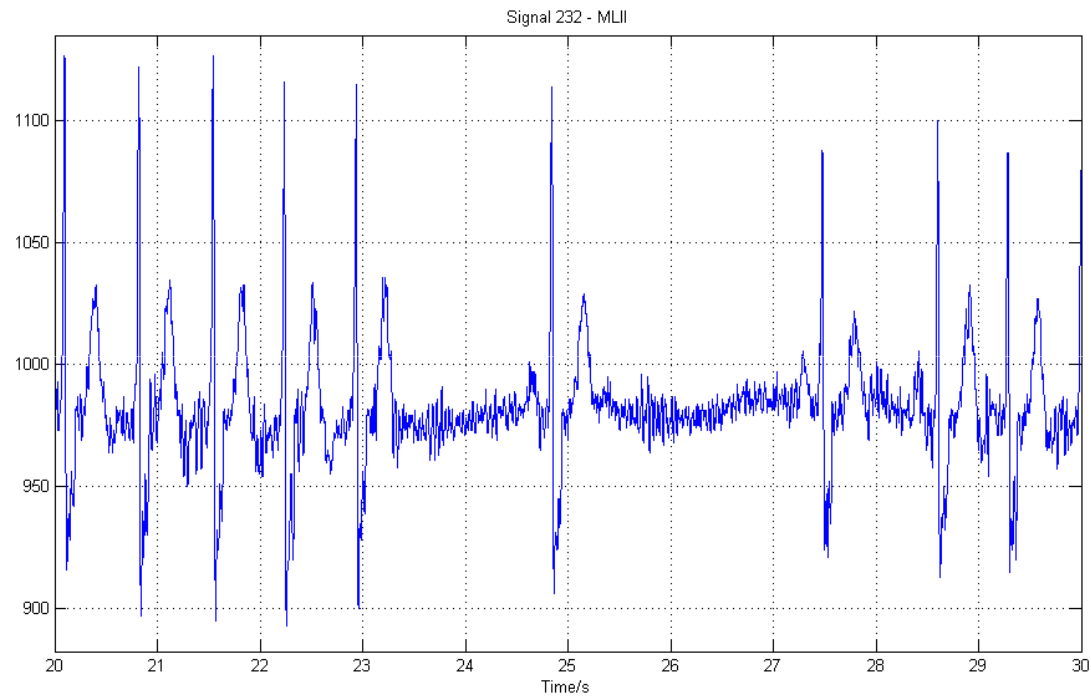
Ventrikuläres Couplet (aus 106)

Grundlagen – Fehlerhaftes EKG



Ventrikuläre Tachykardie (aus 205)

Grundlagen – Fehlerhaftes EKG



Sinusbradykardie (aus 232)



RLS-Algorithmus:

$$\begin{aligned}\hat{\theta}_k &= \hat{\theta}_{k-1} + K_k(y_k - \varphi_k^T \hat{\theta}_{k-1}) \\ K_k &= P_{k-1} \varphi_k (I + \varphi_k^T P_{k-1} \varphi_k)^{-1} \\ P_k &= P_{k-1} (I - \varphi_k (I + \varphi_k^T P_{k-1} \varphi_k)^{-1} \varphi_k^T P_{k-1})\end{aligned}$$

RLS-Algorithmus mit Vergessen:

$$\begin{aligned}\hat{\theta}_k &= \hat{\theta}_{k-1} + K_k(y_k - \varphi_k^T \hat{\theta}_{k-1}) \\ K_k &= P_{k-1} \varphi_k (\lambda I + \varphi_k^T P_{k-1} \varphi_k)^{-1} \\ P_k &= \frac{1}{\lambda} P_{k-1} (I - \varphi_k (I + \varphi_k^T P_{k-1} \varphi_k)^{-1} \varphi_k^T P_{k-1})\end{aligned}$$



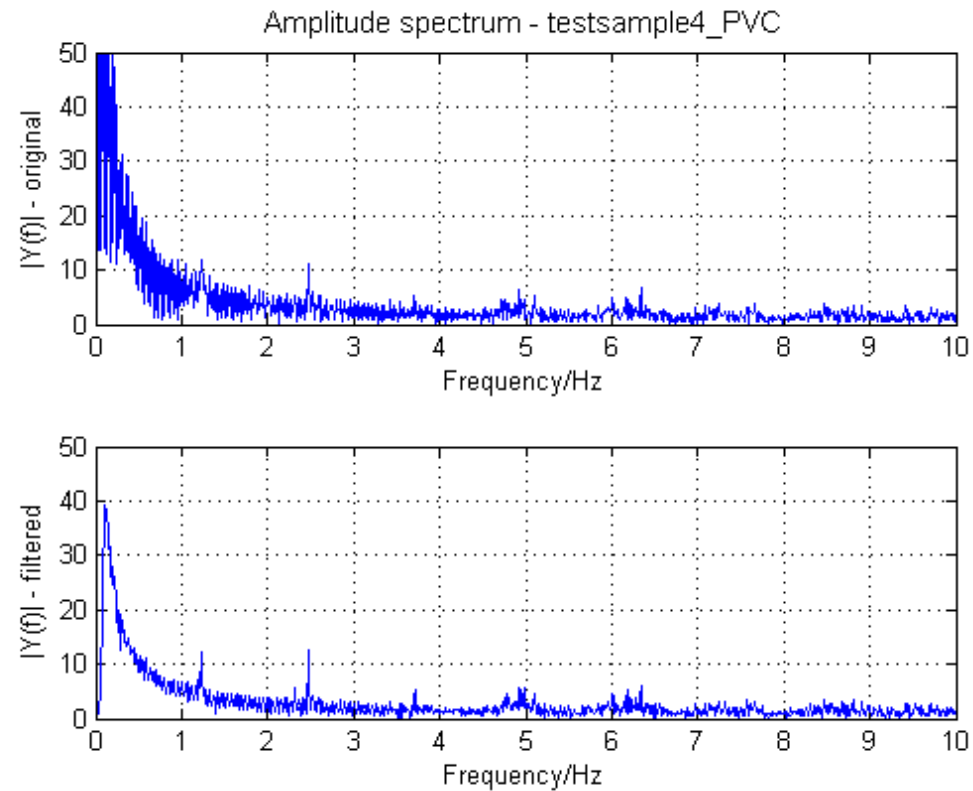
Signalvorverarbeitung - Filtern

Für EKG relevante Informationen im Bereich von 0.1 – 100 Hz

Elimination der anderen Spektralbereiche durch Filtern:

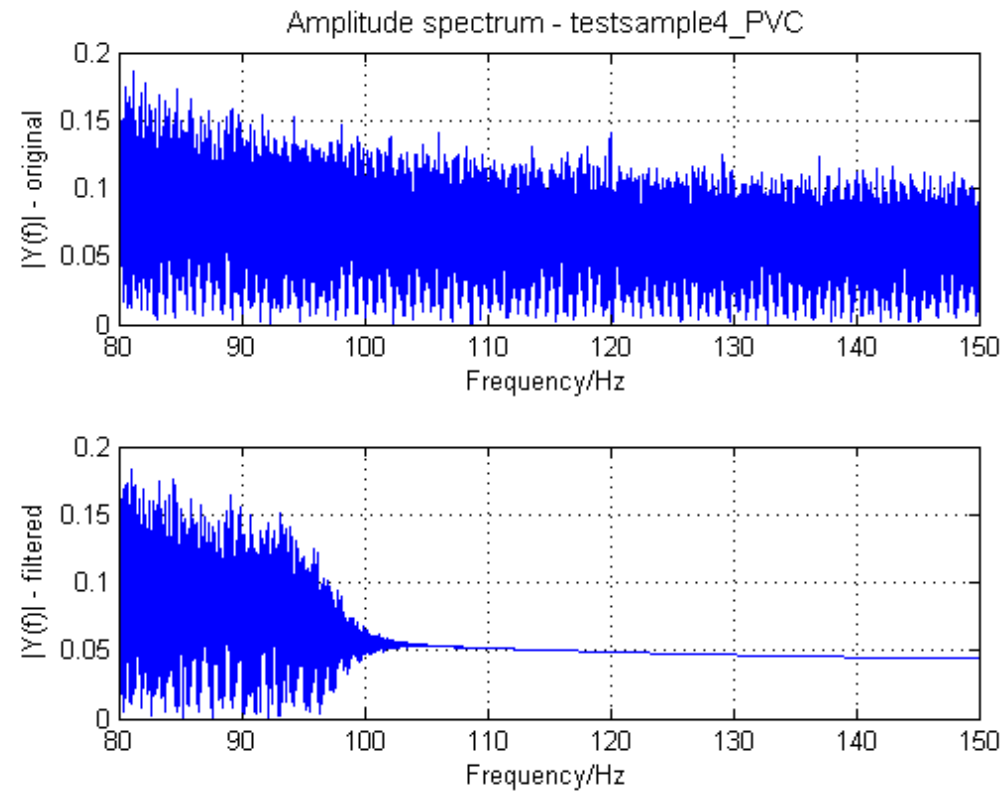
- Hochpassfilter ($f_g = 0.1$ Hz)
- Tiefpassfilter ($f_g = 100$ Hz)
- Bandsperre (Notchfilter) ($f_0 = 60$ Hz) (Störeinflüsse der Netzspannungsfrequenz)

Signalvorverarbeitung - Filtern



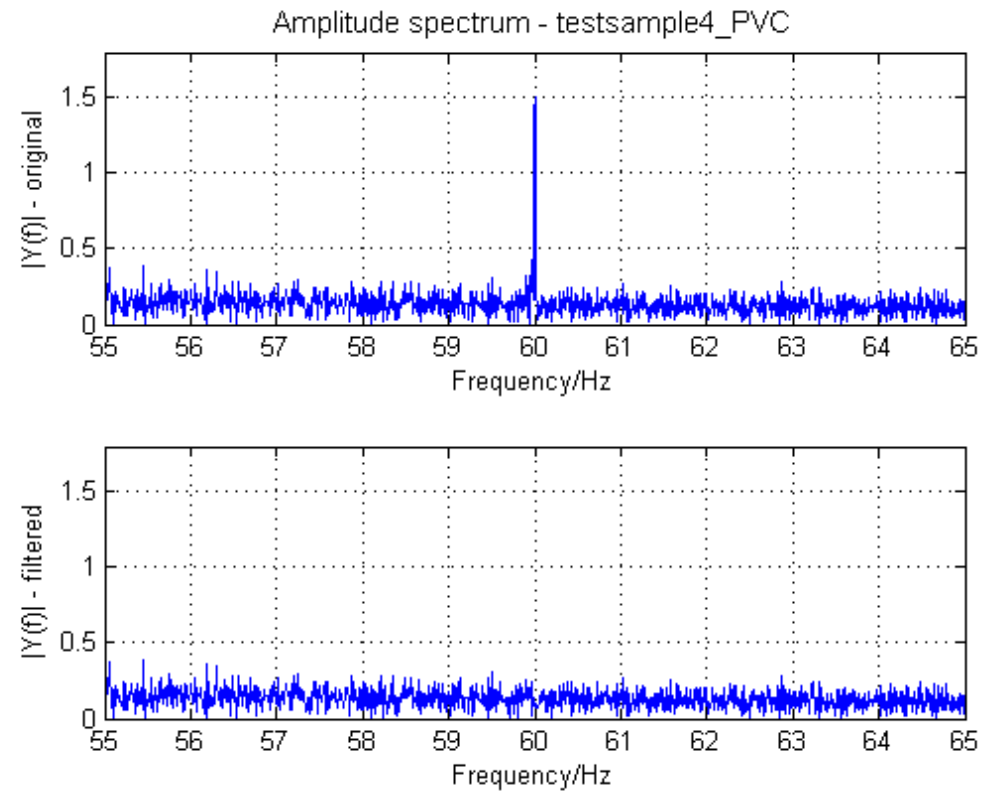
Leistungsdichtespektrum mit und ohne Hochpassfilterung

Signalvorverarbeitung - Filtern



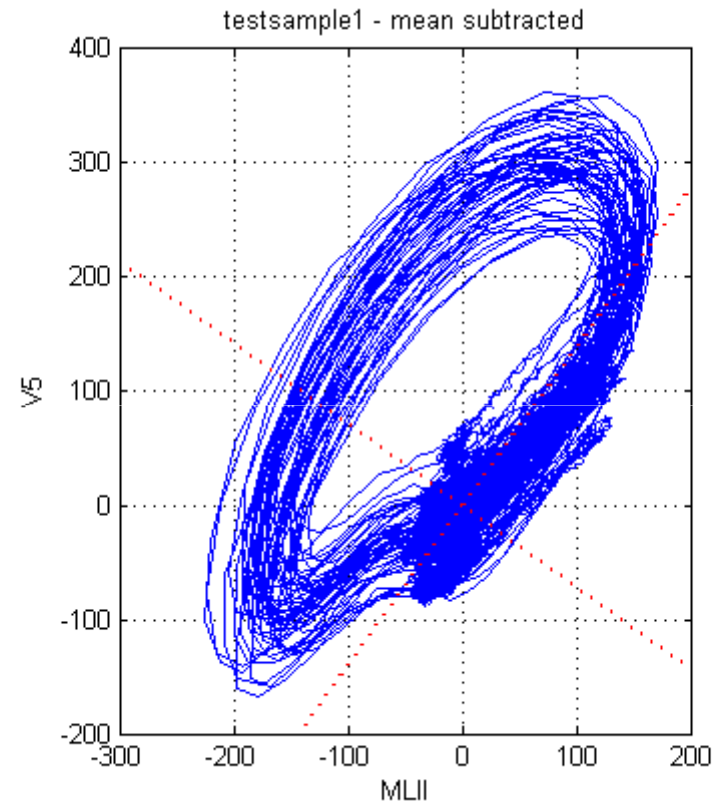
Leistungsdichtespektrum mit und ohne Tiefpassfilterung

Signalvorverarbeitung - Filtern



Leistungsdichtespektrum mit und ohne Notchfiterung

Signalvorverarbeitung - PCA



Projektion auf Achsen der Eigenvektoren

Datensätze - Testsignale

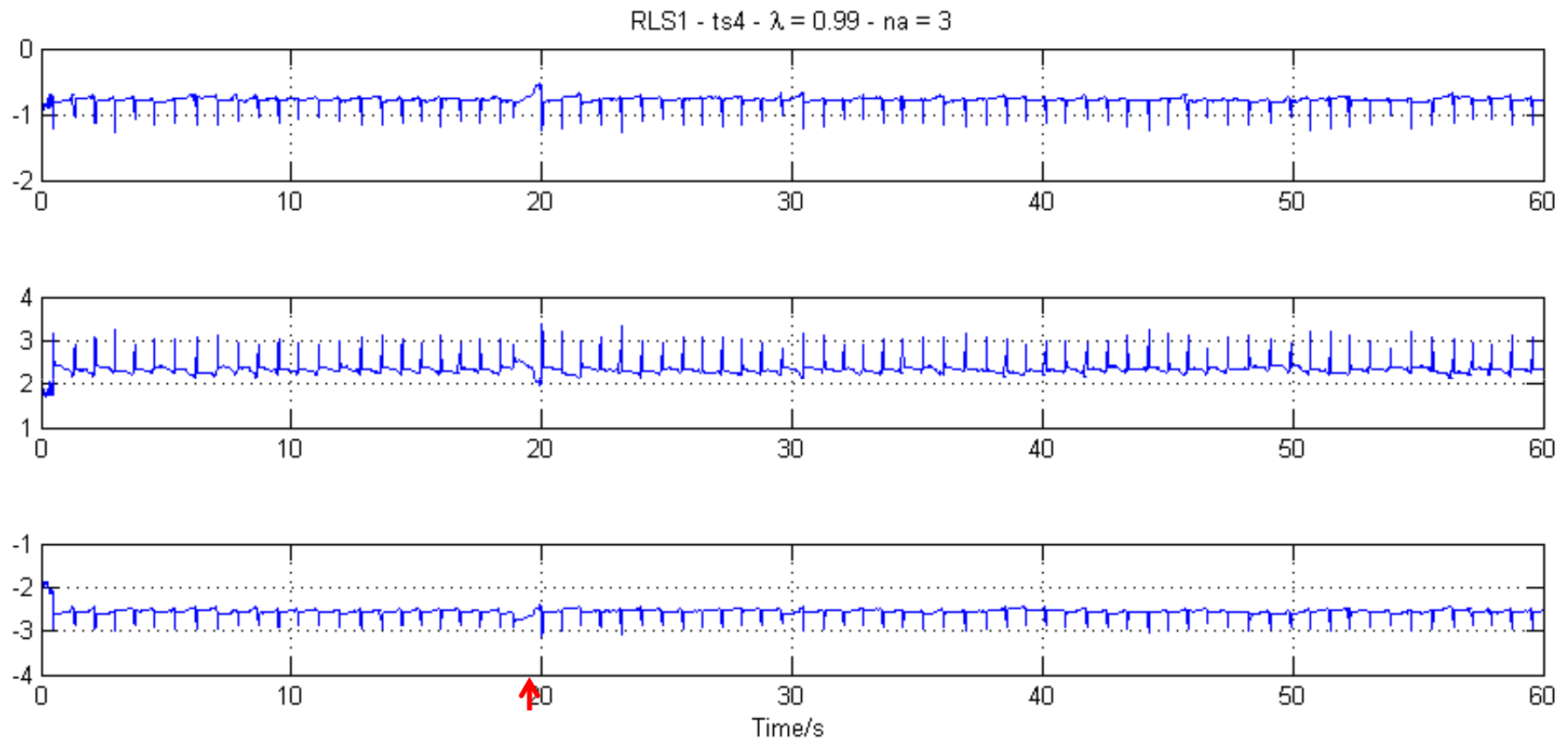


Name	Aufzeichnung	Dauer/s	vorkommende Rhythmusstörungen
testsample1	117	61	-
testsample2	117	61	-
testsample3	117	61	-
testsample4_PVC	100	61	Ventrikuläre Extrasystole
testsample5	106	89	-
testsample6_VC	106	89	Ventrikuläres Couplet, PVC
testsample7_VentBig	106	284	Ventrikuläre Bigeminy
testsample8_Brady	232	446	Sinusbradykardie
testsample9_Paced PVC	217	200	Herzschrittmacher, PVC
testsample10_VT	205	120	Ventrikuläre Tachykardie

Ausgewählte Testsignale



Testlauf - RLS1

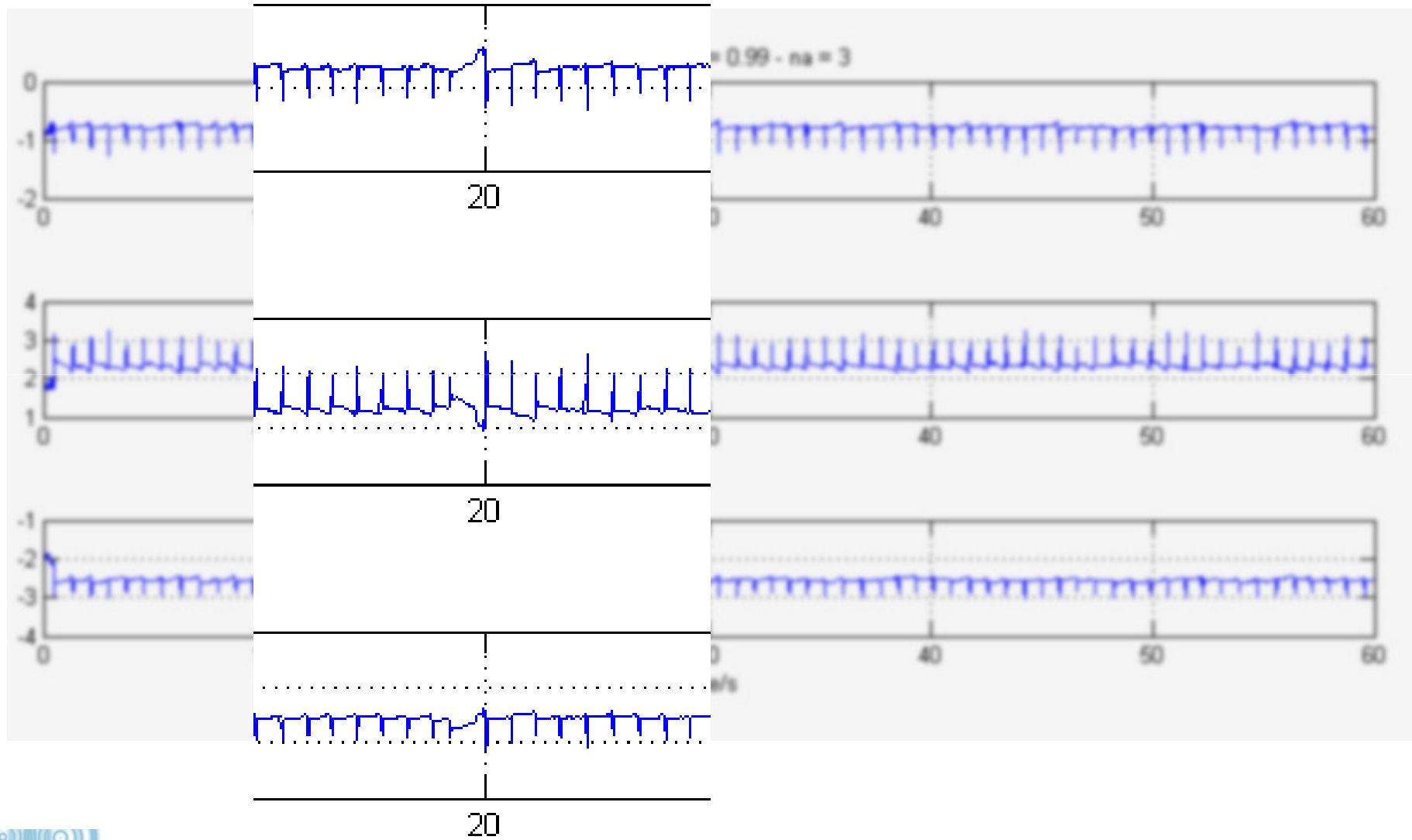


↑ PVC





Testlauf - RLS1





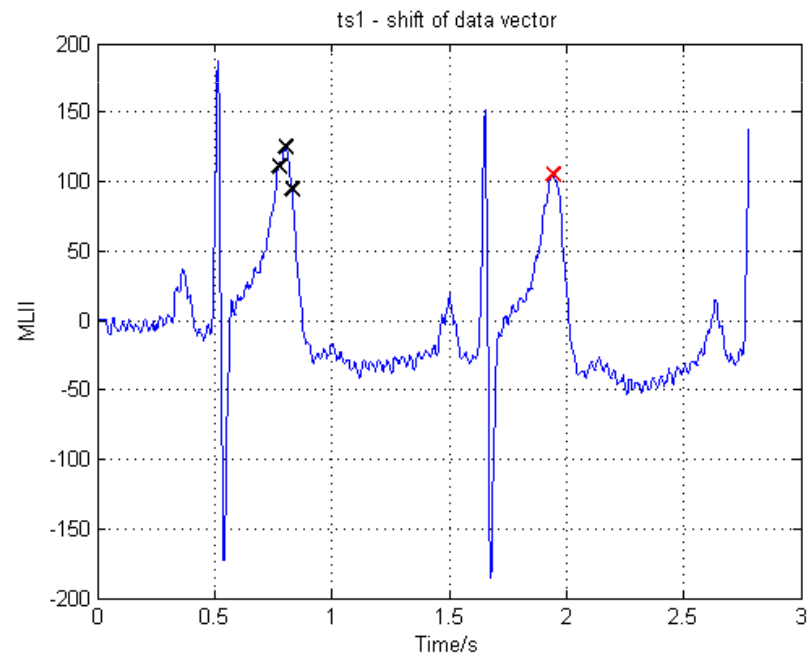
Modifikation – Verschiebung des Datenvektors

Verschiebung des Datenvektors um einen Herzschlag

$$y_k = a_1 y_{k-370} + a_2 y_{k-360} + a_3 y_{k-350}$$

Ermittlung der Herzfrequenz mittels:

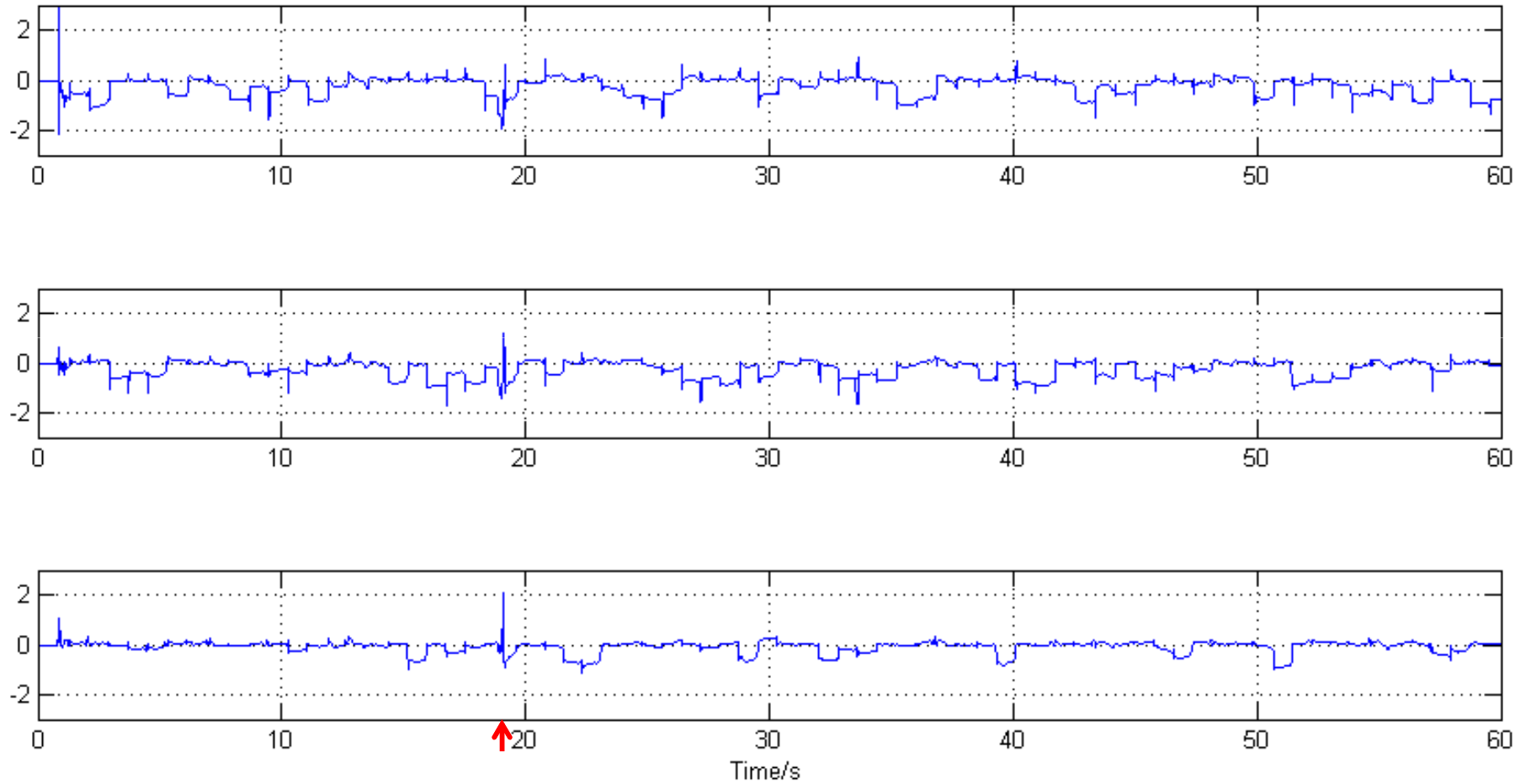
- Durchschnittliche Herzfrequenz
- Detektion des R-Peak





Testlauf – RLS22

RLS22 - ts4 - $\lambda = 0.99$ - dataShiftCoefficient = 1

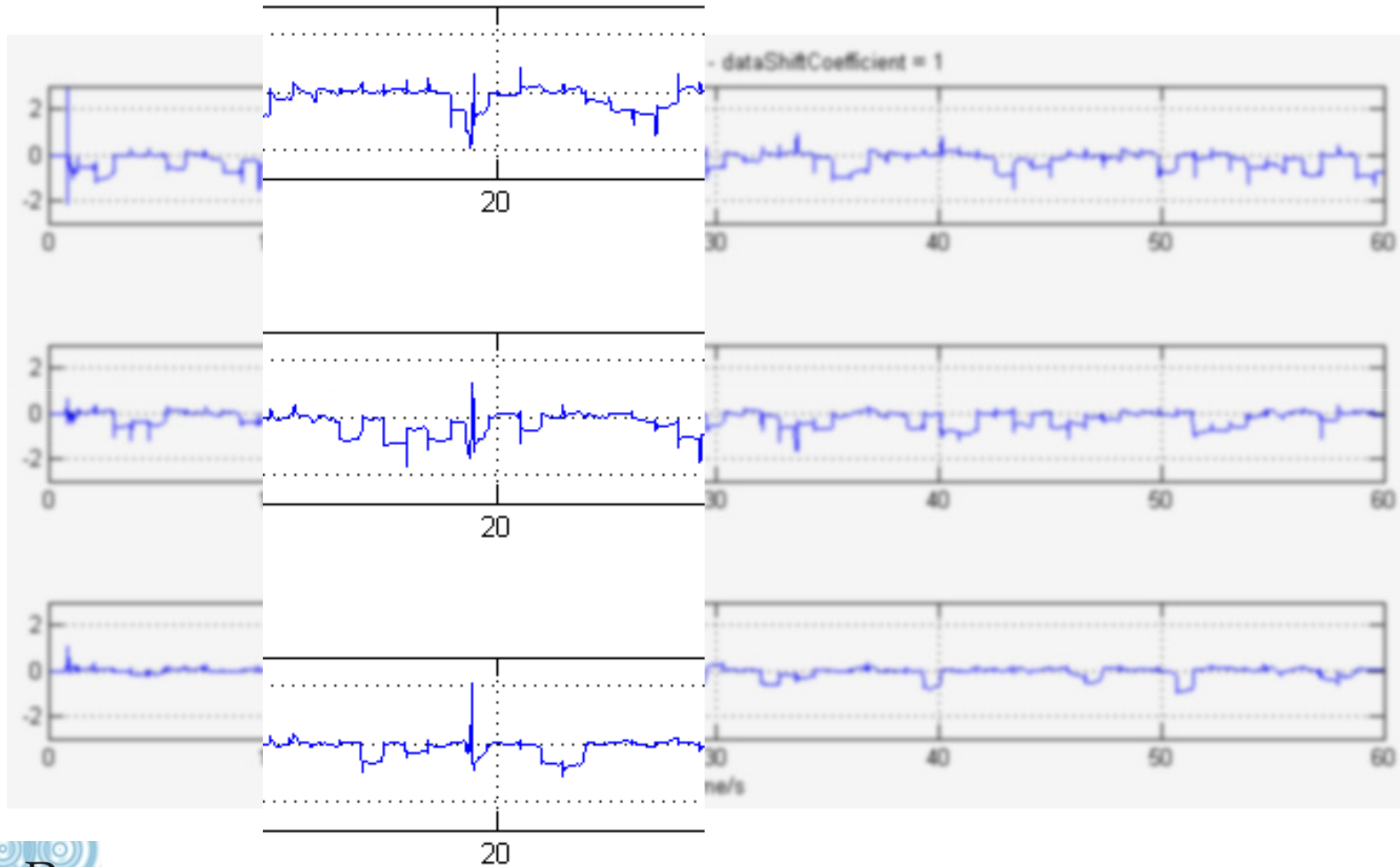


↑ PVC





Testlauf – RLS22

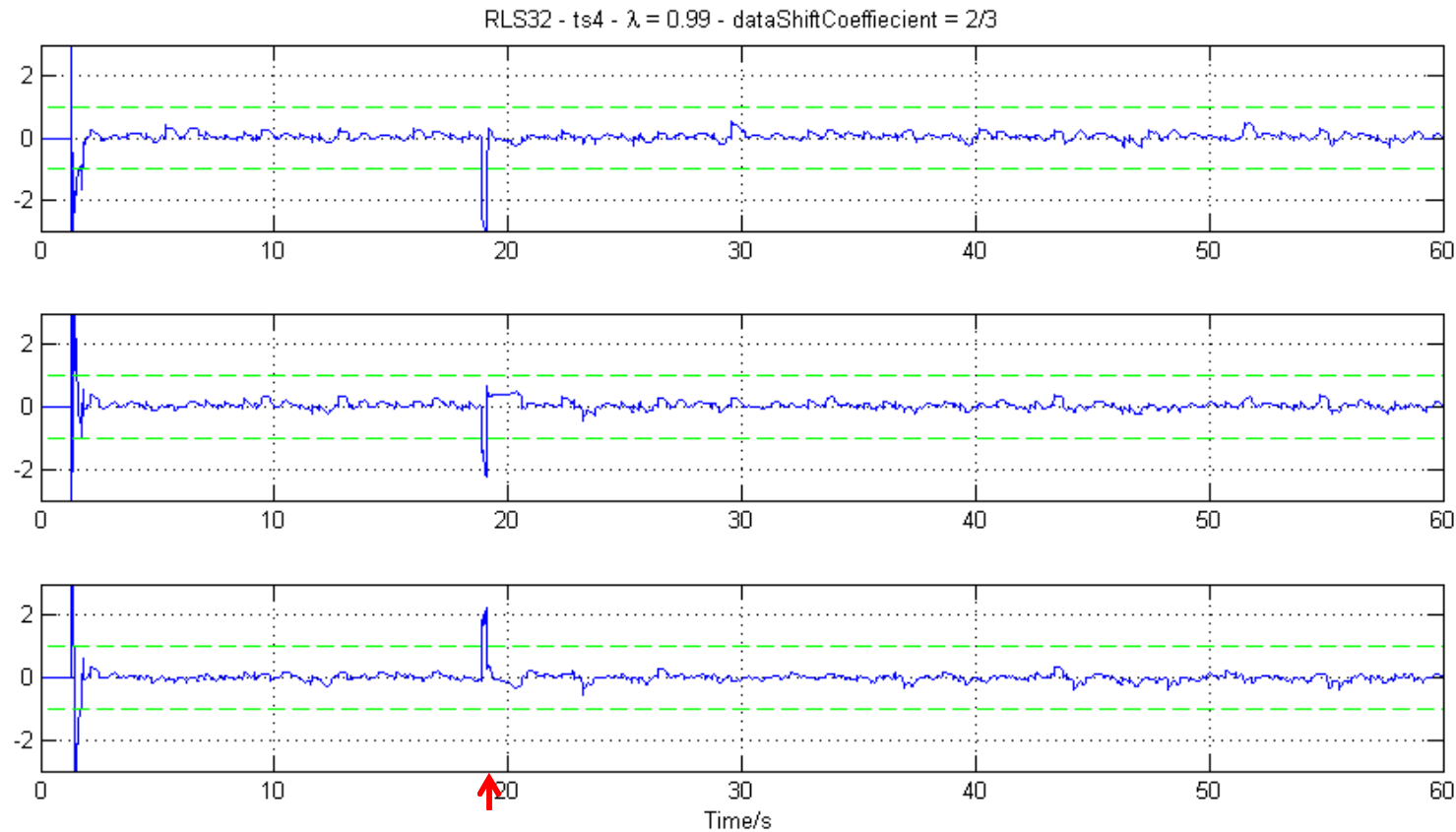




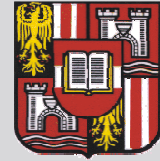
Modifikation – data shift coefficient

Anpassung der Verschiebung des Datenvektors (*dsc* ... data shift coefficient)

$$y_k = a_1 y_{k-(360*dsc+10)} + a_2 y_{k-(360*dsc)} + a_3 y_{k-(360*dsc-10)}$$



↑ PVC



Name	Verschiebung des Datenvektors	Ordnung
RLS1	-	variabel
RLS21	durchschnittliche Herzfrequenz	5
RLS22	durchschnittliche Herzfrequenz	3
RLS23	durchschnittliche Herzfrequenz	6
RLS31	R-Peak Detektion	5
RLS32	R-Peak Detektion	3
RLS33	R-Peak Detektion	6

Differenzgleichung von RLS21 und RLS31:

$$y_k = a_1 y_{k-(m ds+20)} + a_2 y_{k-(m ds+10)} + a_3 y_{k-m ds} + a_4 y_{k-(m ds-10)} + a_5 y_{k-(m ds-20)}$$

Differenzgleichung von RLS22 und RLS32:

$$y_k = a_1 y_{k-(m ds+10)} + a_2 y_{k-m ds} + a_3 y_{k-(m ds-10)}$$

Differenzgleichung von RLS23 und RLS33:

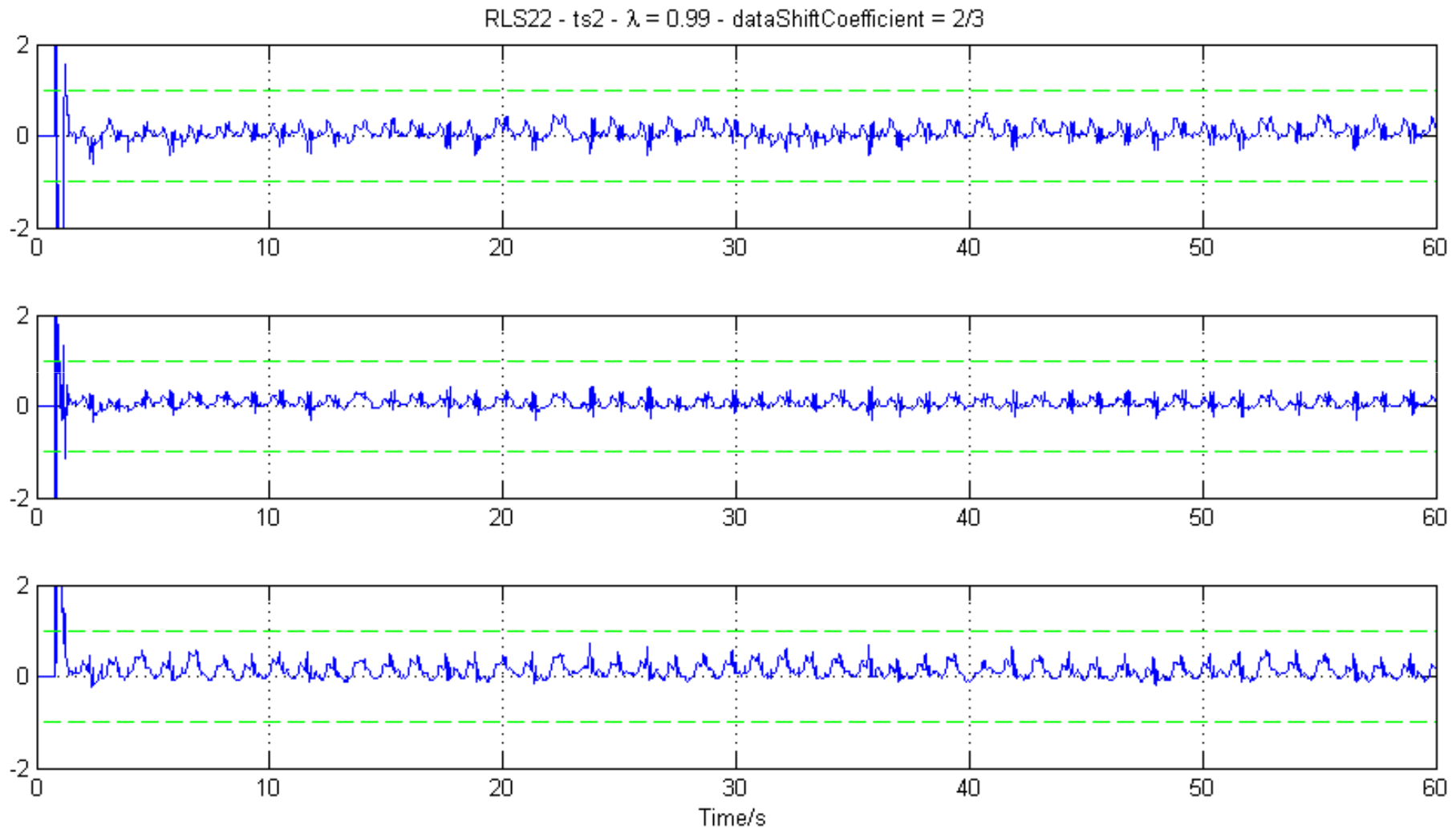
$$y_k = a_1 y_{k-(2*m ds+10)} + a_2 y_{k-2*m ds} + a_3 y_{k-(2*m ds-10)} + a_4 y_{k-(m ds+10)} + a_5 y_{k-m ds} + a_6 y_{k-(m ds-10)}$$



m ds ... main data shift

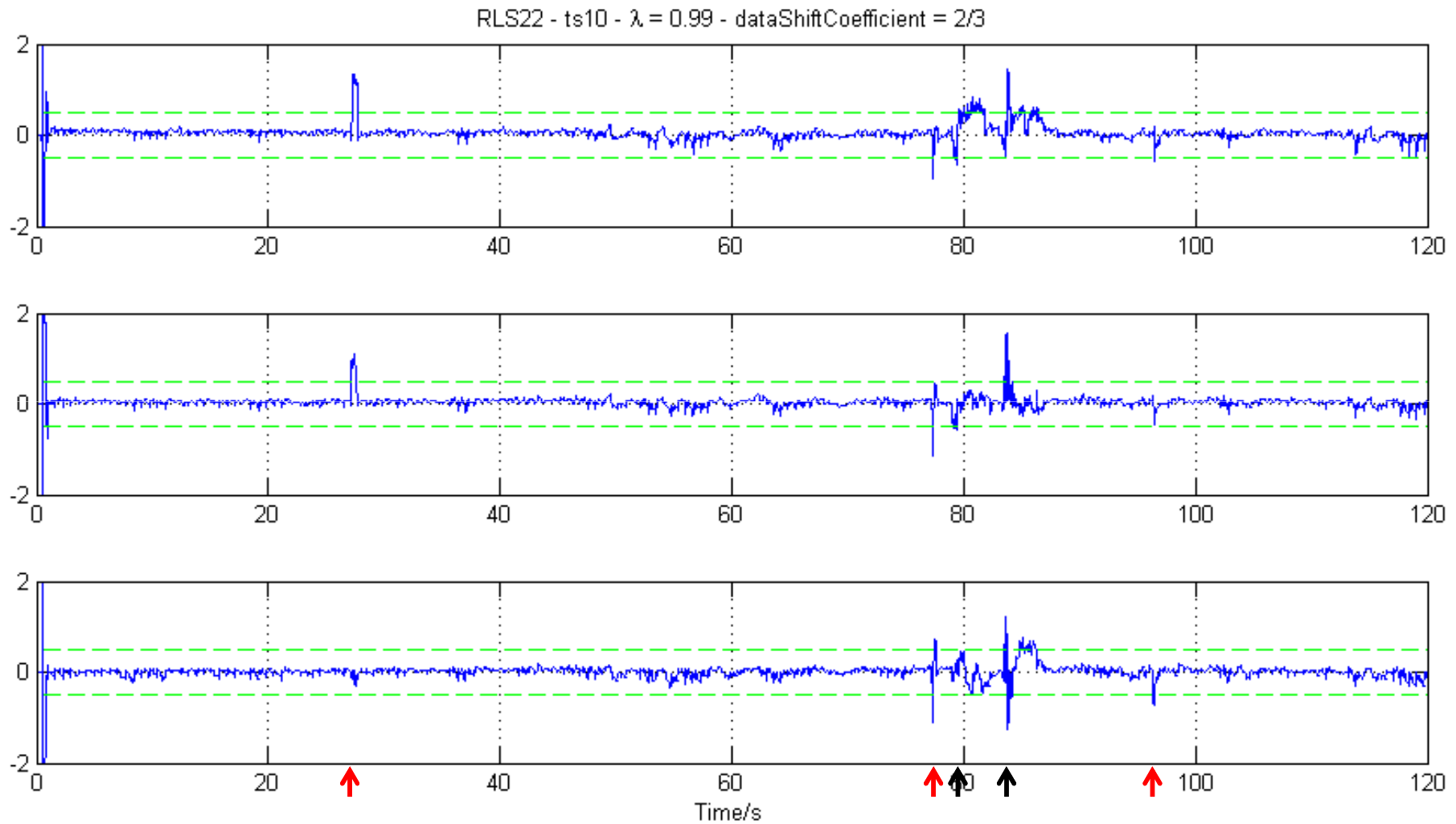


Test – Normaler Sinusrhythmus



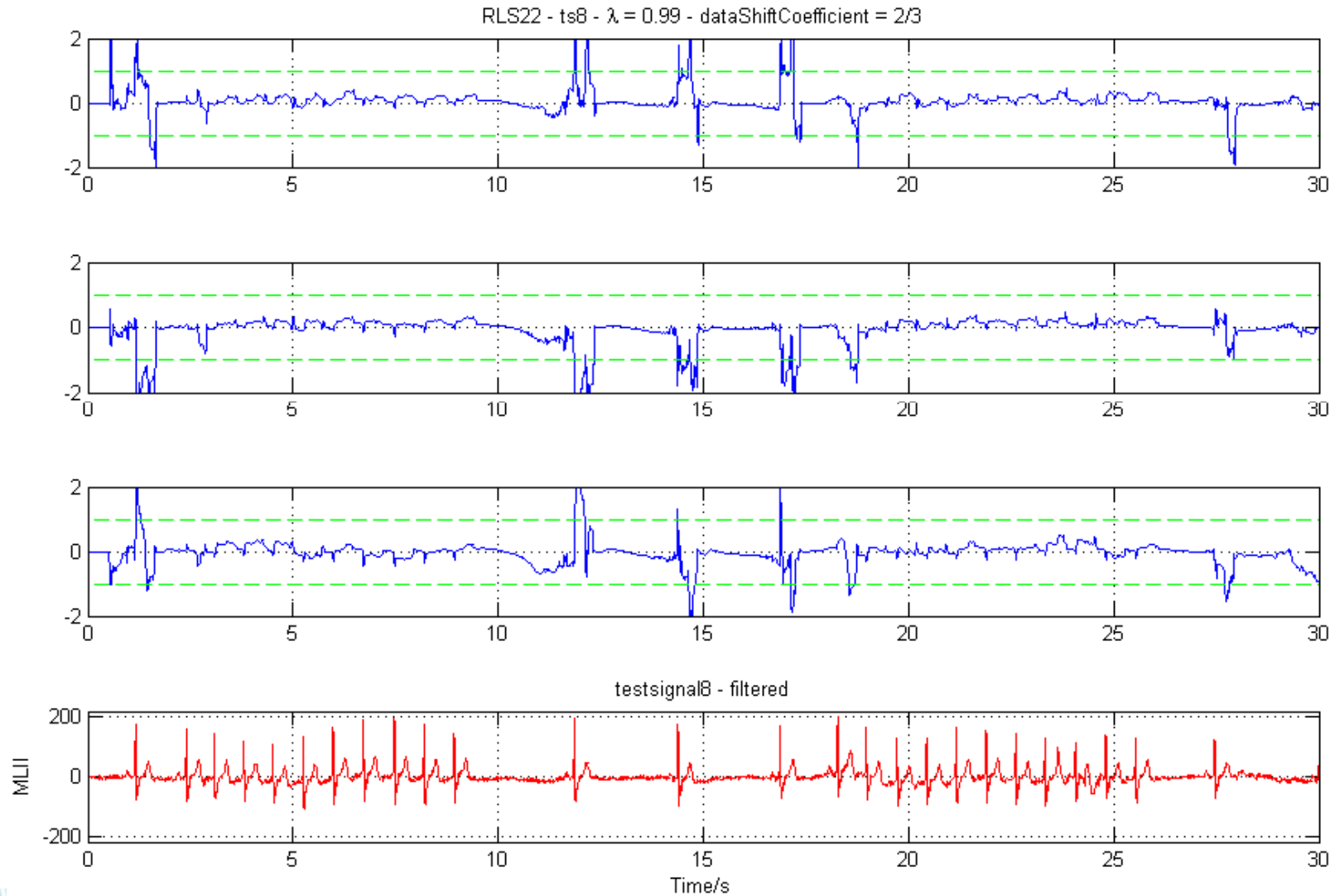
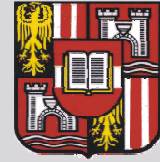


Test – Ventrikuläre Tachykardie



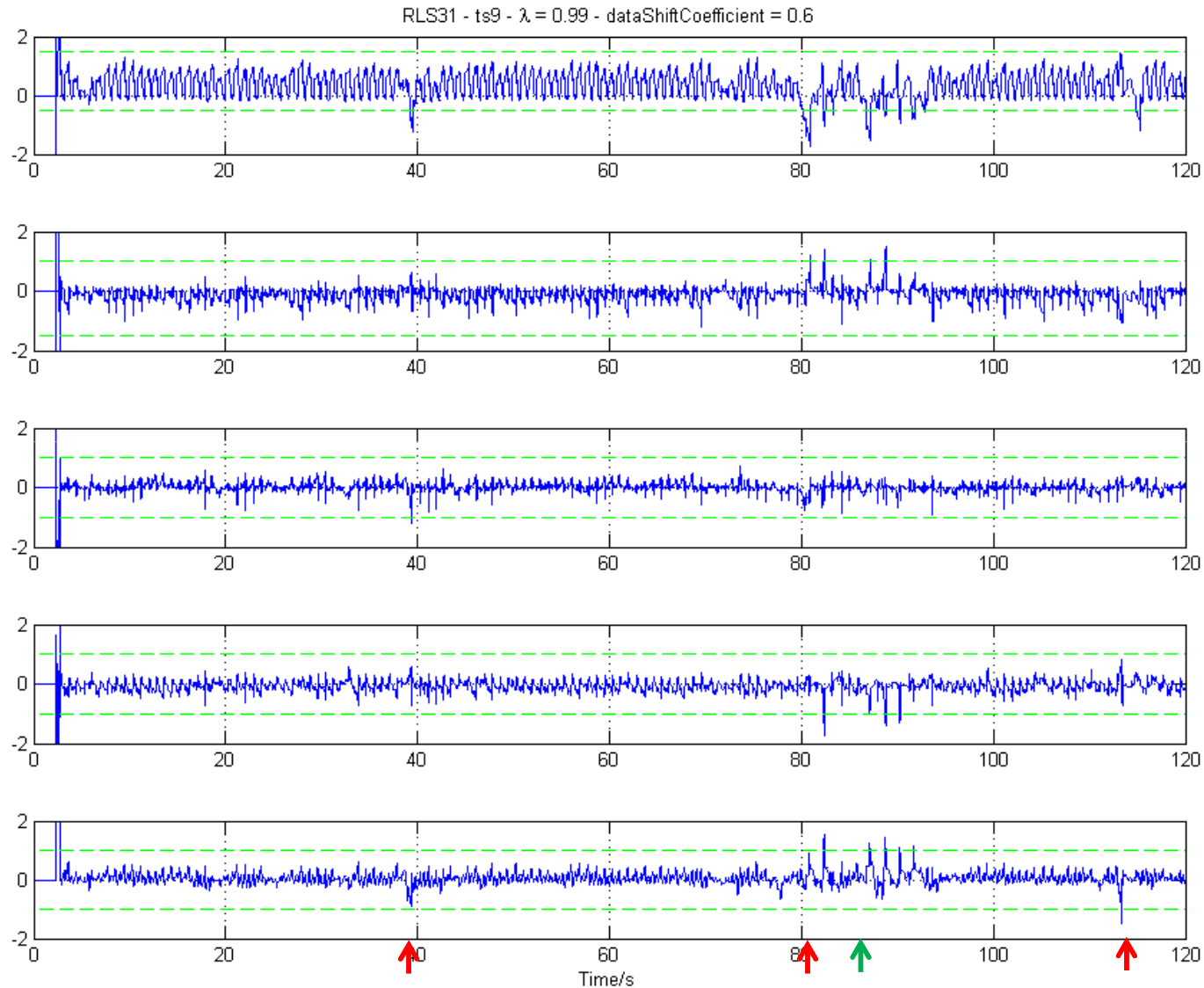
↑ VT ↑ PVC

Test – Sinusbradykardie





Test – Herzschrittmacher mit PVC

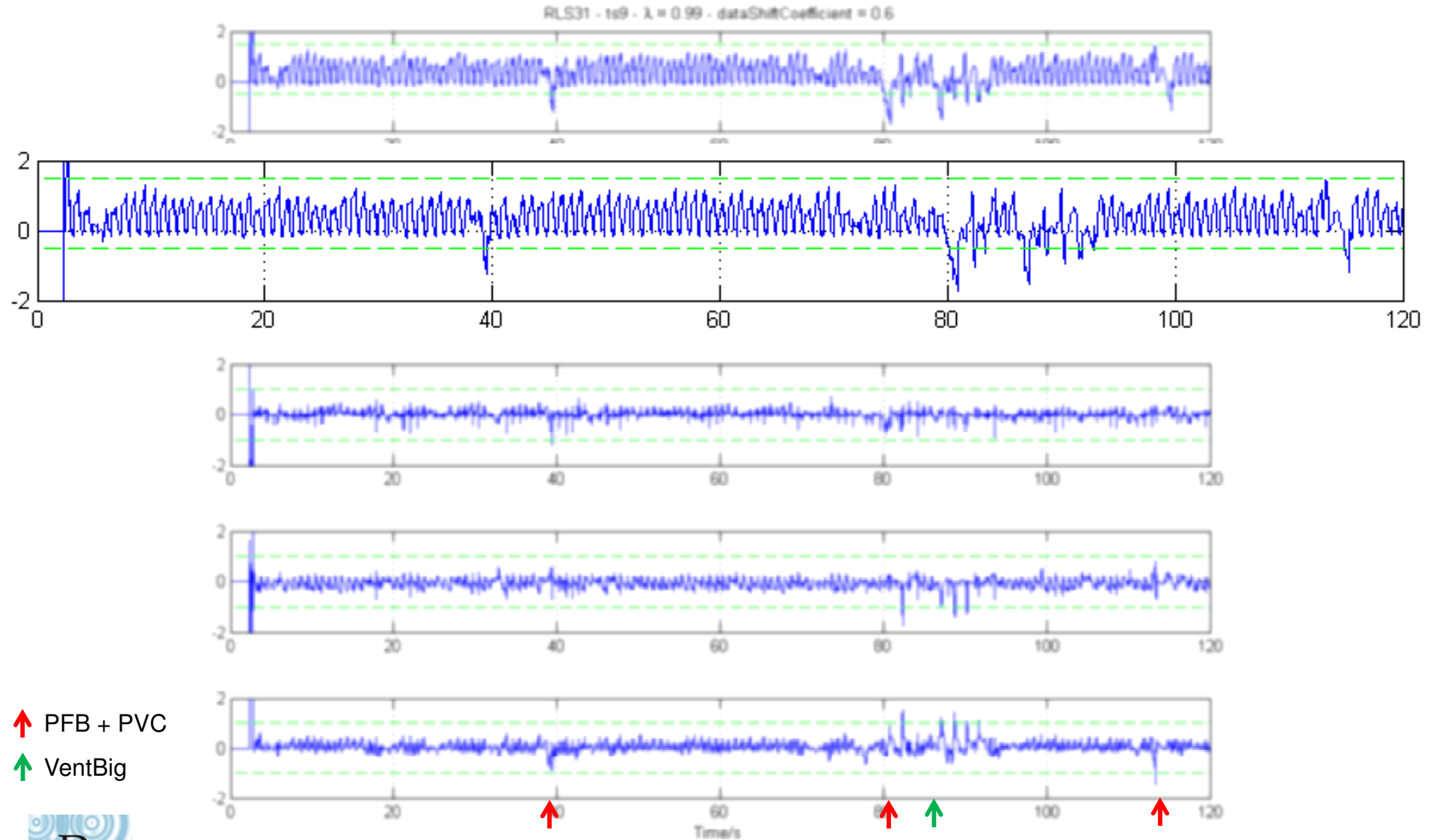


- ↑ PFB + PVC
- ↑ VentBig





Test – Herzschrittmacher mit PVC





Signal #	100	106	117	223
Zu detekieren	PVC	PVC, VC, VT	-	SB (RBBB, AVB1)
Nicht zu detektieren	APC	VentBig	APC	APC, AC
Data chift coefficient	2/3	0.75	0.8	2/3
Vergessensfaktor λ	0.99	0.99	0.99	0.99
Threshold o/u	1/-1	1/-1	1/-1	1/-1

Ausgewählte Signale für Evaluierung

	Detektionsrate ohne PCA	Detektionsrate mit PCA
RLS21	98,19 %	98,05 %
RLS22	97,76 %	97,32 %
RLS23	98,26 %	97,89 %
RLS31	99,38 %	97,56 %
RLS32	99,26 %	97,36 %
RLS33	99,47 %	98,26 %

Ergebnis Evaluierung

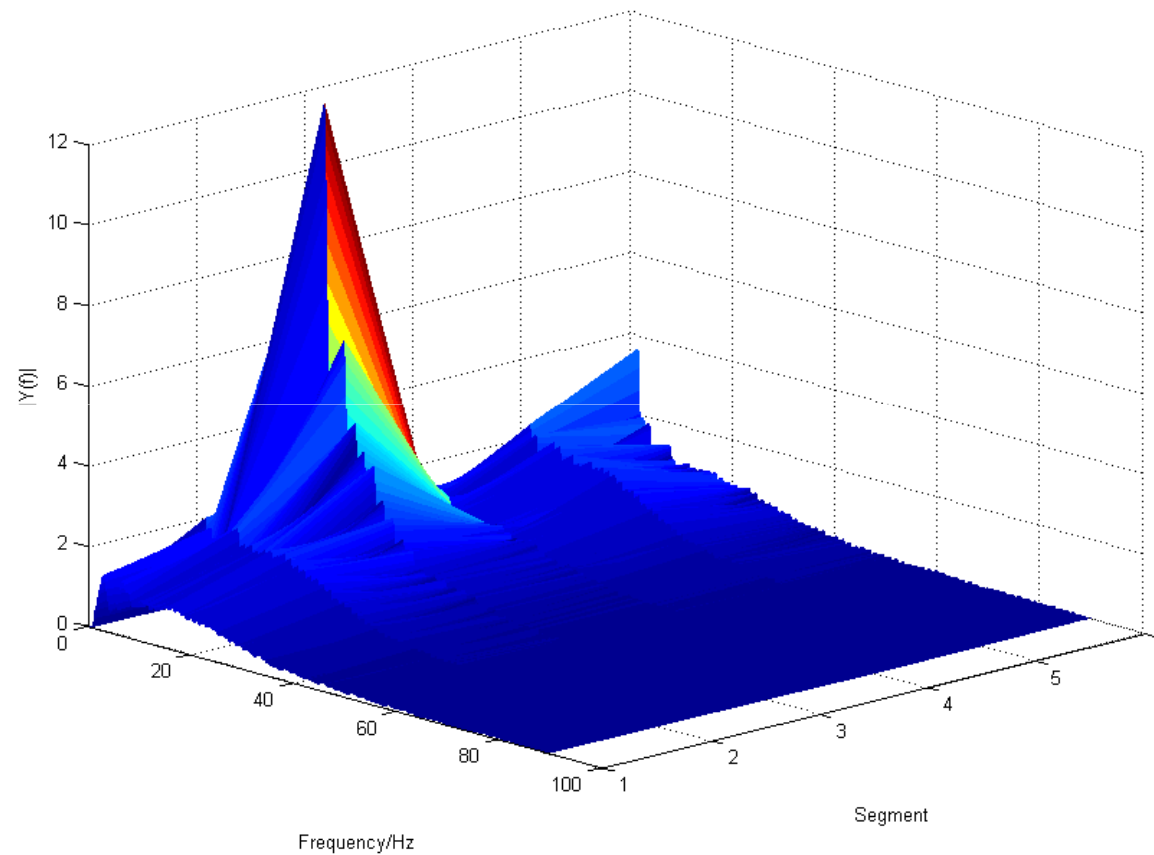


- Ansatz einfach, Ergebnis vielversprechend
- Datenvektorverschiebung mit R-Peak Detektion besser
- RLS23 und RLS33 beste Performance
 - Ordnung 6
 - Datenvektor von 3 Parametern um 2 Herzschläge verschoben
- PCA kontraproduktiv



- Andere Herzrhythmusstörungen untersuchen
- Optimierung der Wahl von Vergessensfaktor λ , data shift coefficient und Thresholds
- PCA besser einbinden
 - Algorithmen besser auf Signale abstimmen
 - Mehrere Leads verwenden
- Detektion der Art Rhythmusstörung
 - Anhand der von RLS Algorithmus geschätzten Parametern
 - LS Schätzung des letzten Herzschlages
 - Frequenzbasiert

Ausblick – Frequenzbasierte Analyse



Leistungsdichtespektrum von testsignal4_PVC



Danke für die Aufmerksamkeit!

