



Johannes Kepler University Linz, Austria



Institute for Design and Control of Mechatronical Systems

Bachelorarbeit:

Fehlererkennung bei EKG Signalen

Endpräsentation

Sebastian Pammer

Betreuer: Harald Kirchsteiger

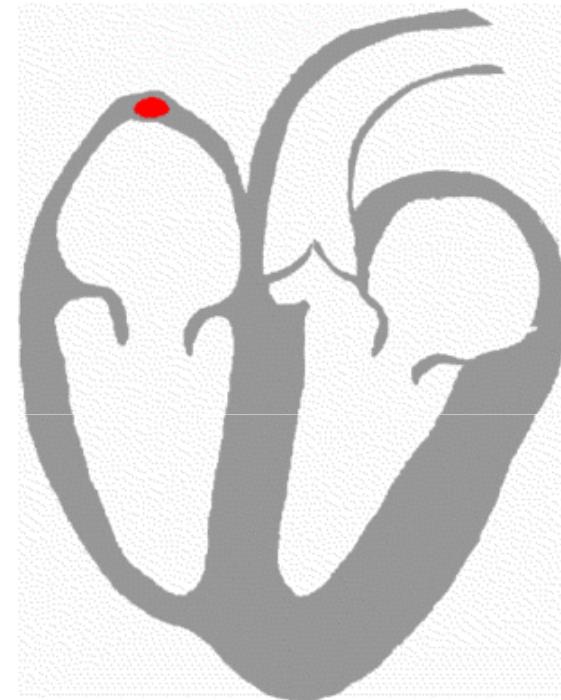
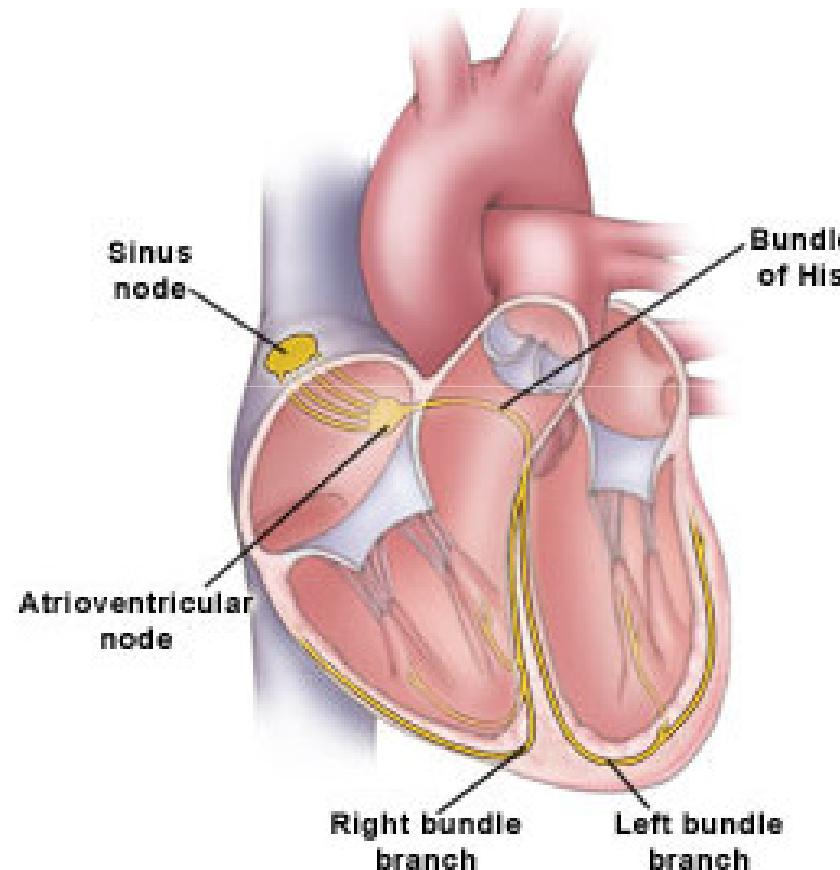


Aufgabenstellung

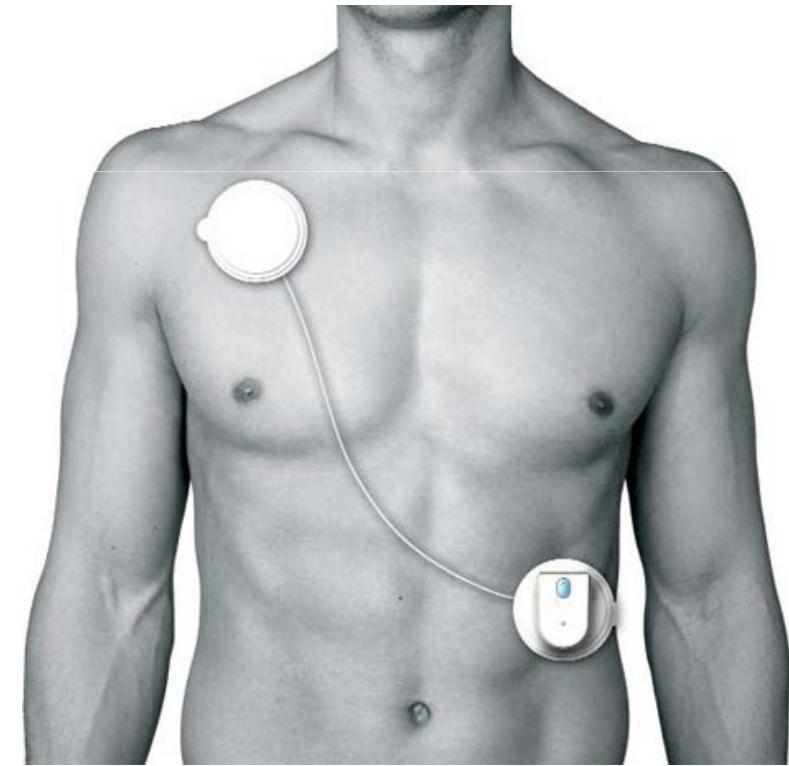
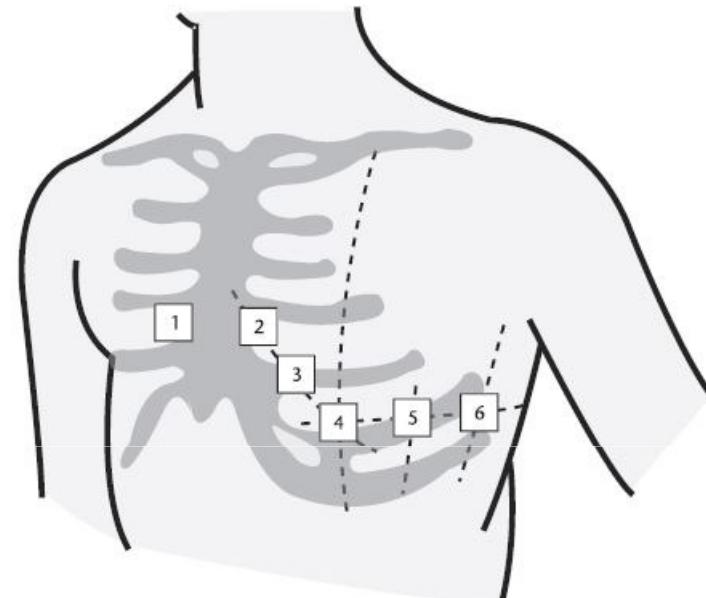
Bisherige Arbeitsschritte:

- Einarbeiten in physiologische Grundlagen
- Einarbeiten in bestehende Fehlerdetektionsalgorithmen
- 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

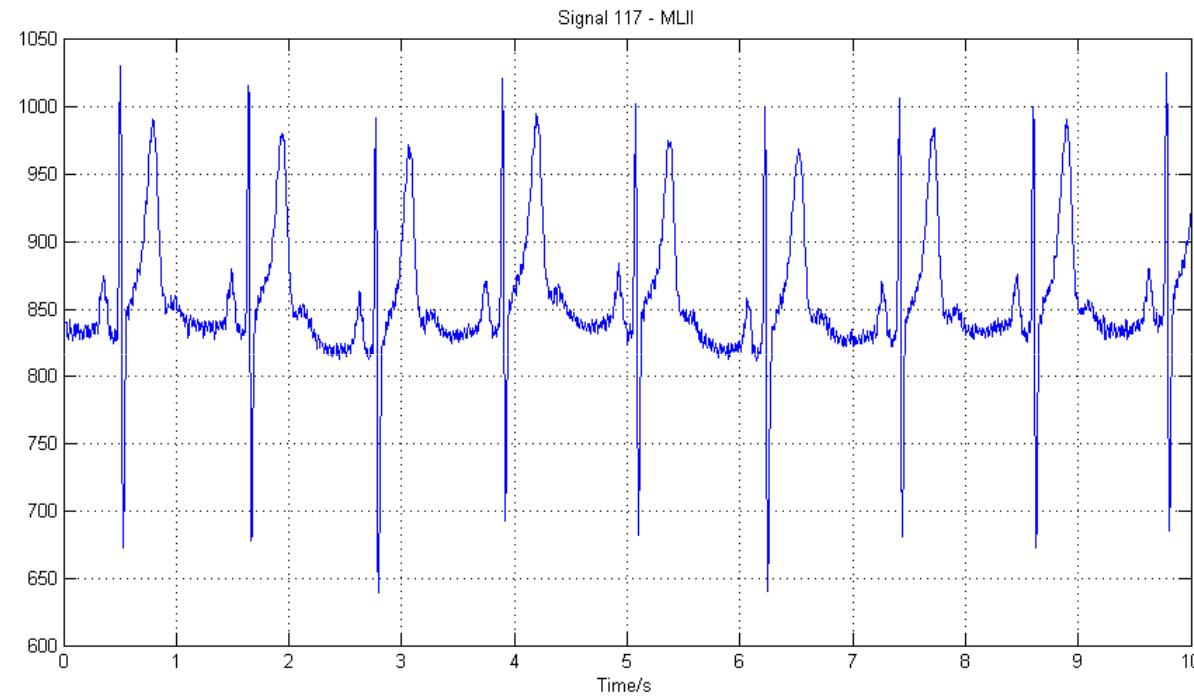
Grundlagen – Physiologie



Grundlagen – EKG Messung



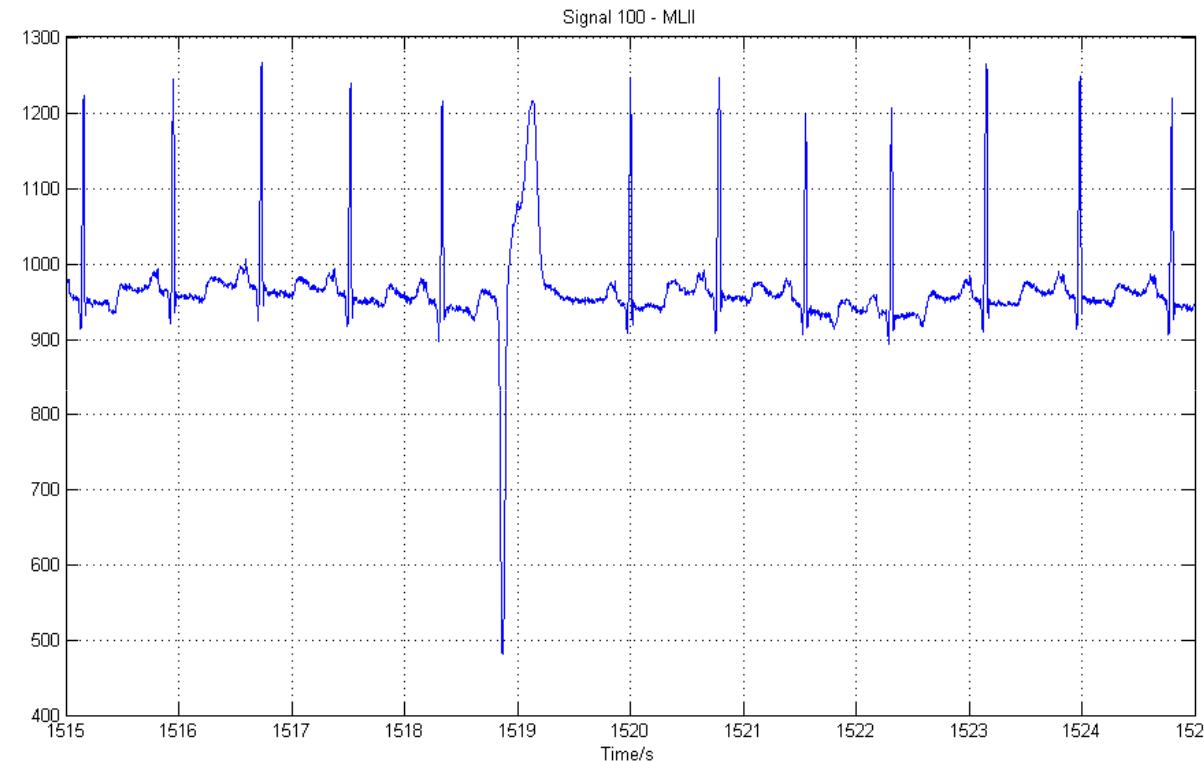
Grundlagen – Normales EKG



Normaler Sinusrhythmus (aus 117)

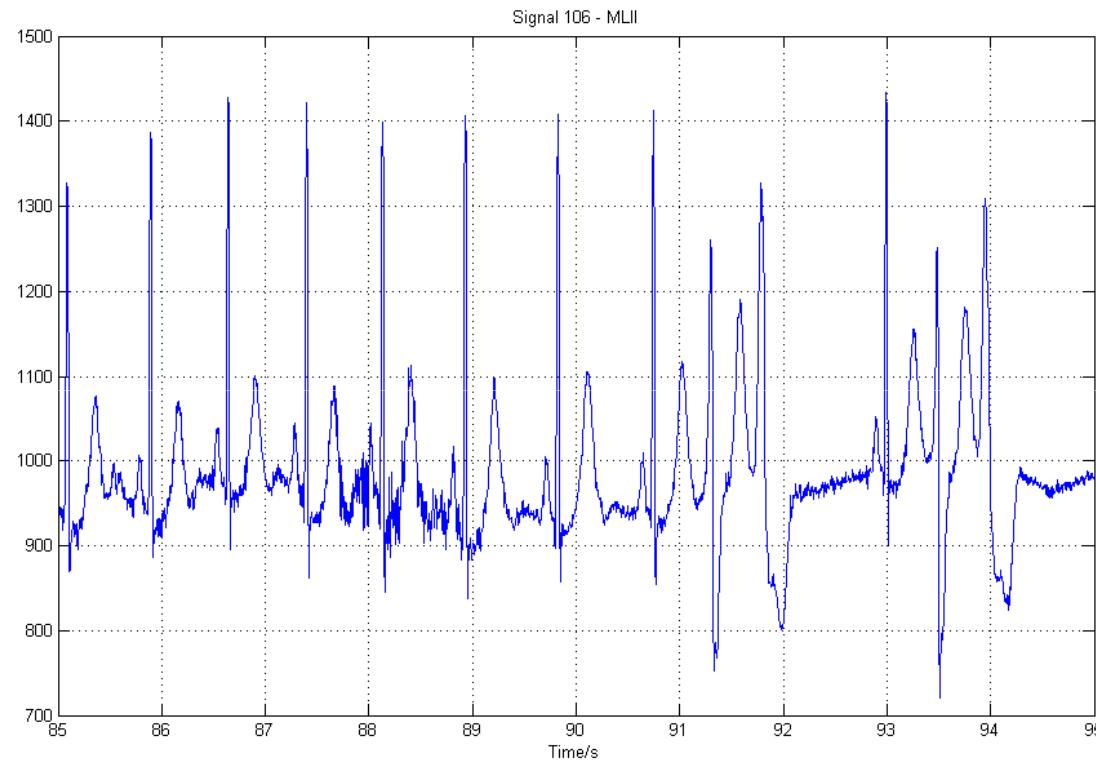


Grundlagen – Fehlerhaftes EKG



Ventrikuläre Extrasystole (aus 100)

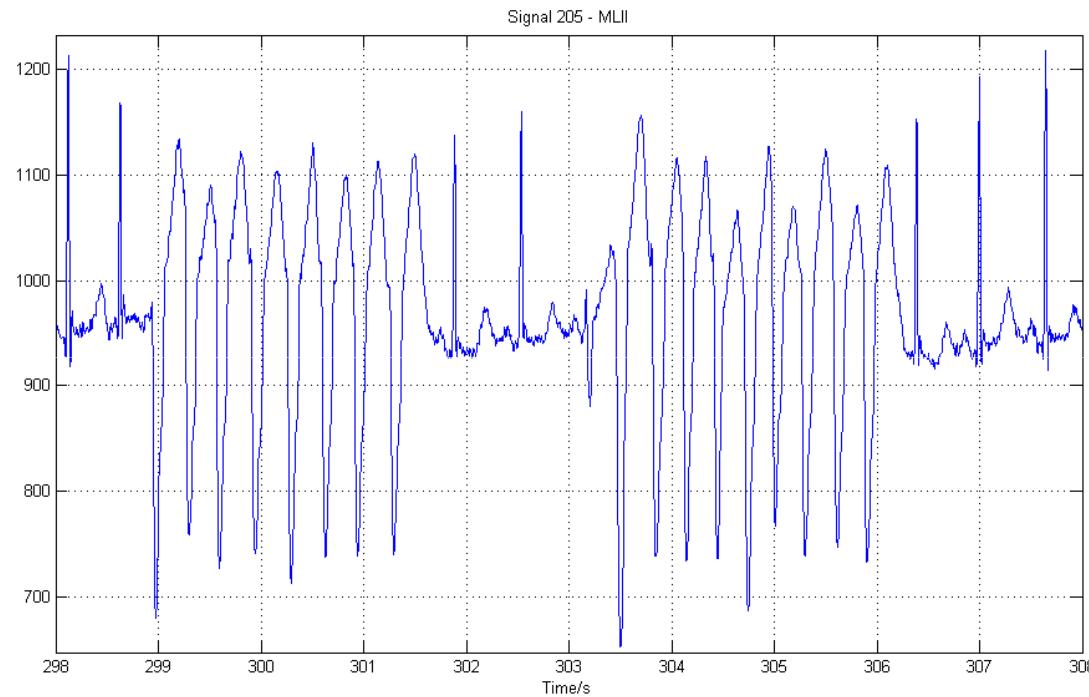
Grundlagen – Fehlerhaftes EKG



Ventrikuläres Couplet (aus 106)



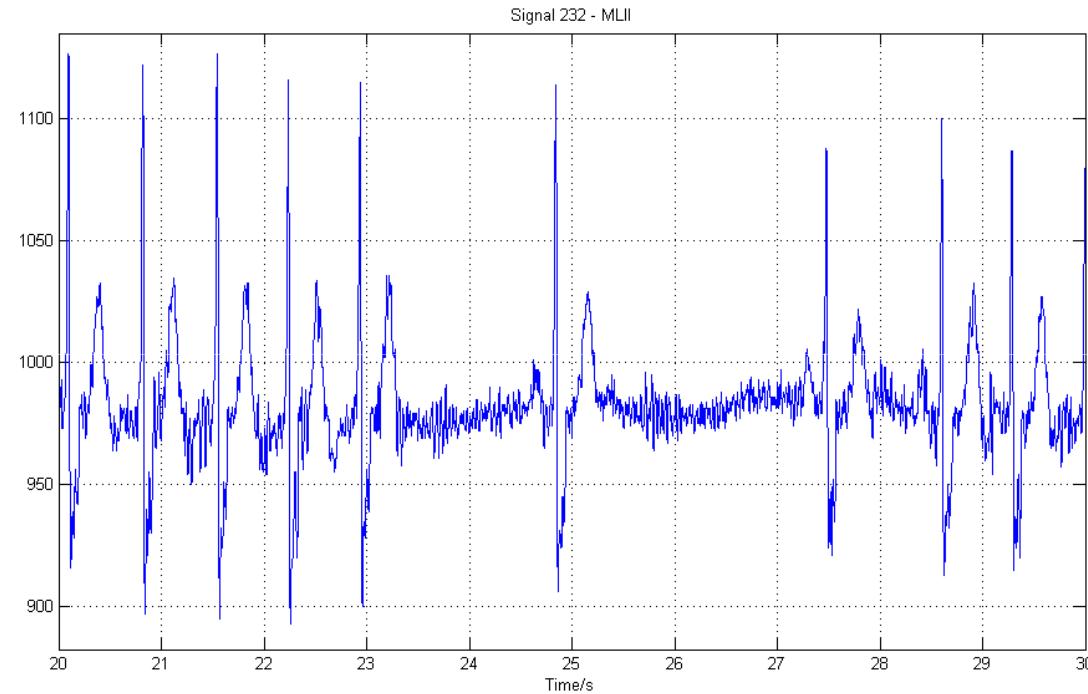
Grundlagen – Fehlerhaftes EKG



Ventrikuläre Tachykardie (aus 205)



Grundlagen – Fehlerhaftes EKG



Sinusbradykardie (aus 232)



Grundlagen – Rekursiver LS Alorithmus

RLS-Algorithmus:

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

RLS-Algorithmus mit Vergessen:

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



Signalvorverarbeitung - Filtern

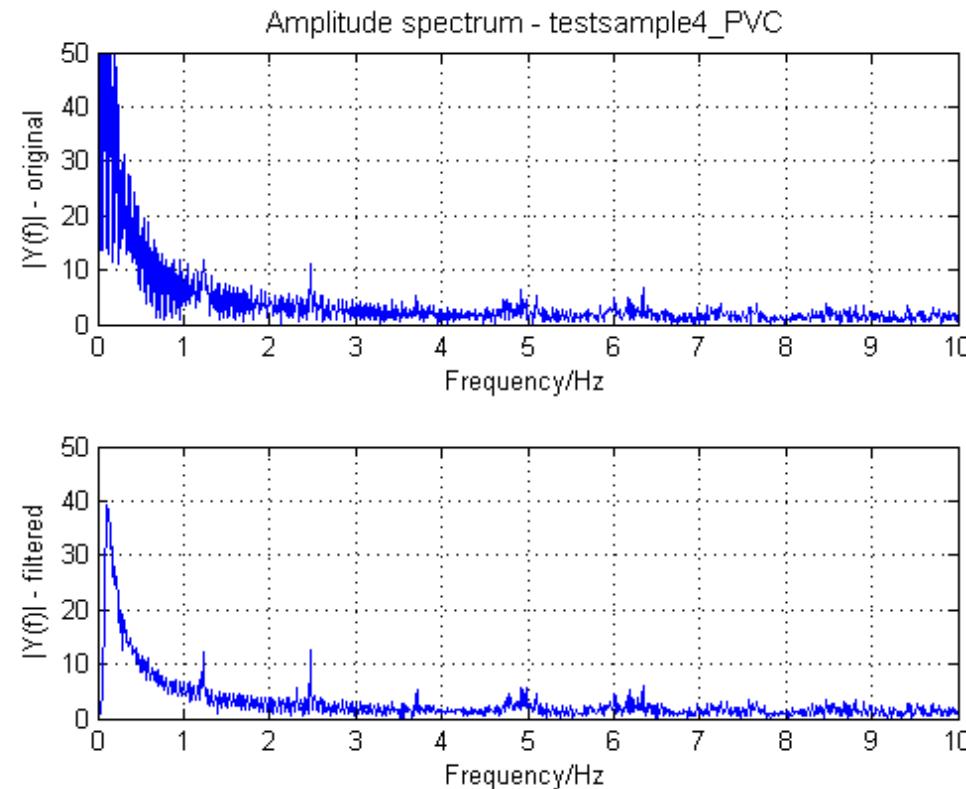
Für EKG relevante Informationen im Bereich von 0.1 – 100 Hz

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 Netzspannungs frequenz)



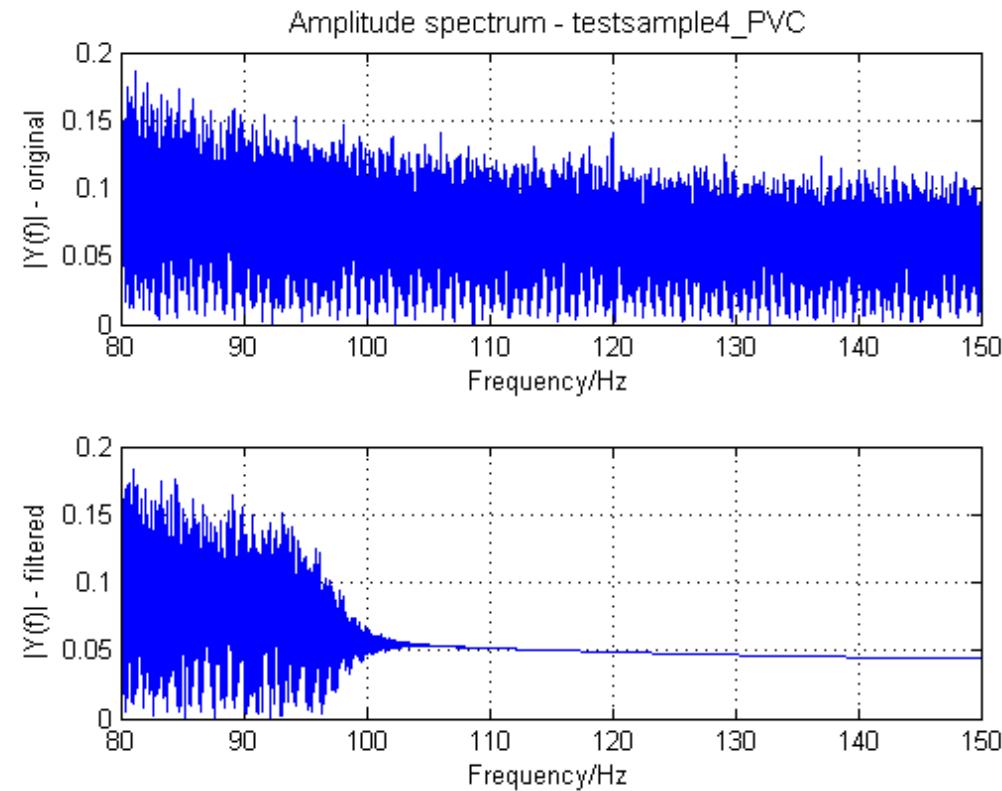
Signalvorverarbeitung - Filtern



Leistungsdichtespektrum mit und ohne Hochpassfilterung



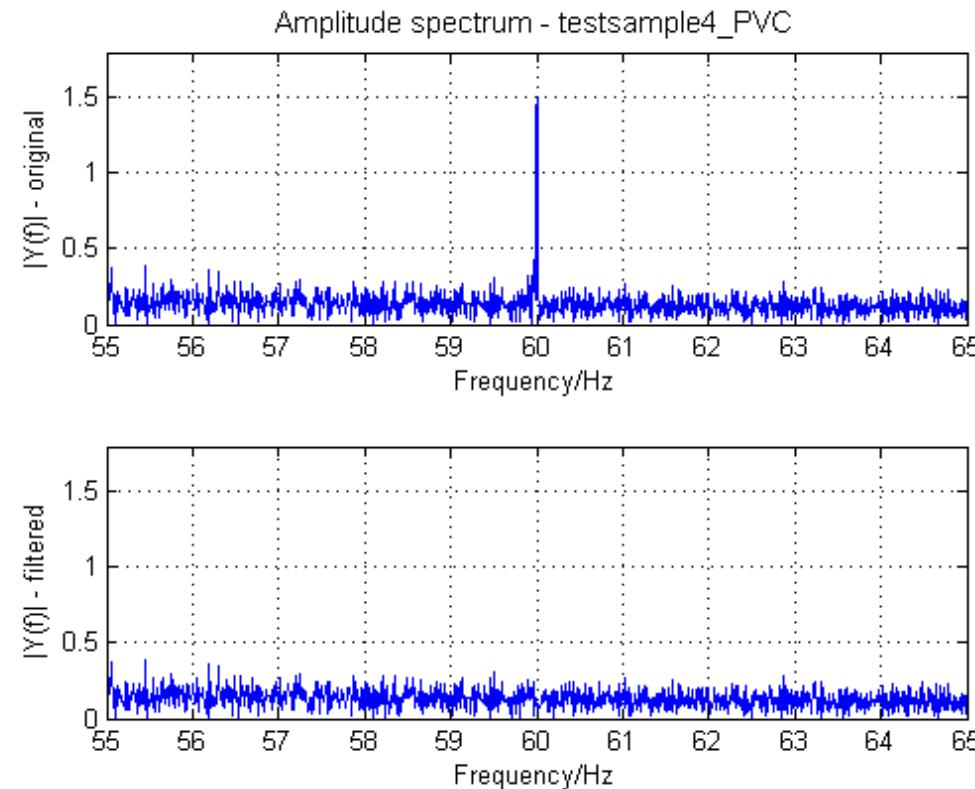
Signalvorverarbeitung - Filtern



Leistungsdichtespektrum mit und ohne Tiefpassfilterung



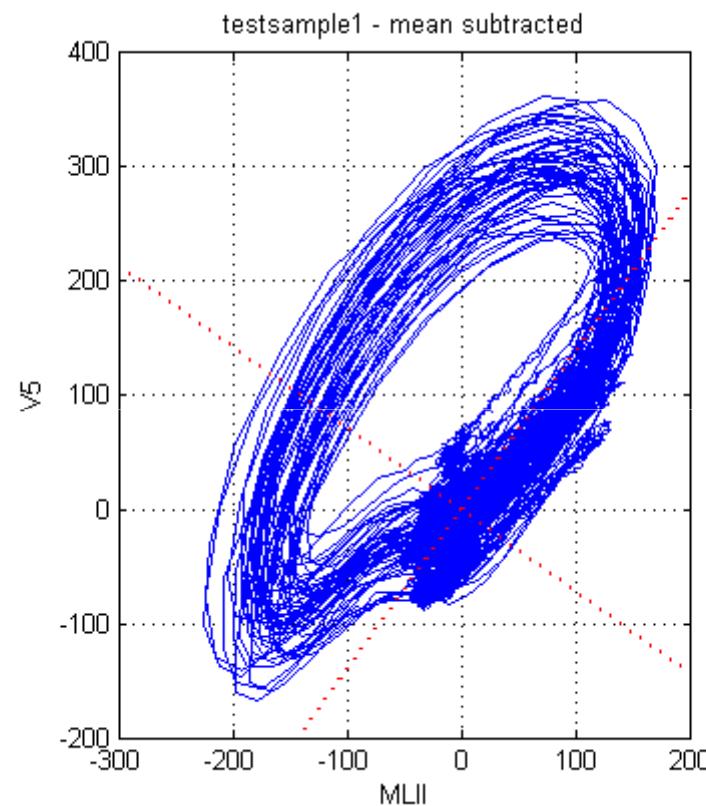
Signalvorverarbeitung - Filtern



Leistungsdichespektrum mit und ohne Notchfiterung



Signalvorverarbeitung - PCA



Projektion auf Achsen der Eigenvektoren



Datensätze – MIT BIH Arrhythmia Database

Name	Recorded Signals	Ectopic beats										Bigeminy vent.	Trigeminy vent.	Tachycardia VT	Bradycardia	Fibrillation vent.	Flutter art.	Cocduction blocks			Escape Beats			Pacemaker	other	
		normal Sinus	PVC	APC	vent. Couplet	art. Couplet	vent. Triplet	Bigeminy art.	Trigeminy vent.	Tachycardia VT	Bradycardia							left BBB	right BBB	AV Block	vent.	art.	junctinal	other		
1 100	MLII	V5	x	x																						
2 101	MLII	V1	x																						x	
3 102	V5	V2	x	x																						
4 103	MLII	V2	x																						x	
5 104	V5	V2	x	x																					x	
6 105	MLII	V1	x	x																					x	
7 106	MLII	V1	x	x	x				x																x	
8 107	MLII	V1																							x	
9 108	MLII	V1	x	x	x																					
10 109	MLII	V1																							x	
11 111	MLII	V1																								
12 112	MLII	V1	x		x																					
13 113	MLII	V1	x		x																				x	
14 114	V5	MLII	x	x	x	x																			x	
15 115	MLII	V1	x																						x	
16 116	MLII	V1	x	x	x	x	x																			
17 117	MLII	V2	x		x																					
18 118	MLII	V1	x	x			x																			
19 119	MLII	V1	x	x					x																	
20 121	MLII	V1	x	x	x																					
21 122	MLII	V1	x																							
22 123	MLII	V5	x	x																						
23 124	MLII	V4	x	x					x																x	
24 200	MLII	V1	x	x	x	x		x		x																
25 201	MLII	V1	x	x	x	x		x		x																
26 202	MLII	V1	x	x	x																					
27 203	MLII	V1	x	x	x	x			x		x															
28 205	MLII	V1	x	x	x																					
29 207	MLII	V1	x	x	x	x		x		x															x	
30 208	MLII	V1	x	x	x	x			x																	
31 209	MLII	V1	x	x	x	x				x																
32 210	MLII	V1	x	x	x	x	x		x	x	x														x	
33 212	MLII	V1	x																							
34 213	MLII	V1	x	x	x			x		x																
35 214	MLII	V1	x	x	x				x		x															
36 215	MLII	V1	x	x	x	x	x		x		x															
37 217	MLII	V1	x	x	x	x		x		x															x	
38 219	MLII	V1	x	x	x	x		x		x																
39 220	MLII	V1	x	x	x	x	x		x		x															
40 221	MLII	V1	x	x					x		x															
41 222	MLII	V1	x	x	x	x	x		x		x															
42 223	MLII	V1	x	x	x	x	x	x		x	x														x	
43 228	MLII	V1	x	x	x	x	x	x		x	x														x	
44 230	MLII	V1	x	x																						
45 231	MLII	V1	x	x	x	x																		x	x	
46 232	MLII	V1	x	x	x	x	x		x		x												x	x	x	
47 233	MLII	V1	x	x	x	x	x	x		x	x	x												x		
48 234	MLII	V1	x																							

Ectopic beats

Name	Recorded Signals	normal Sinus	PVC	APC
17 117	MLII V2	x		x



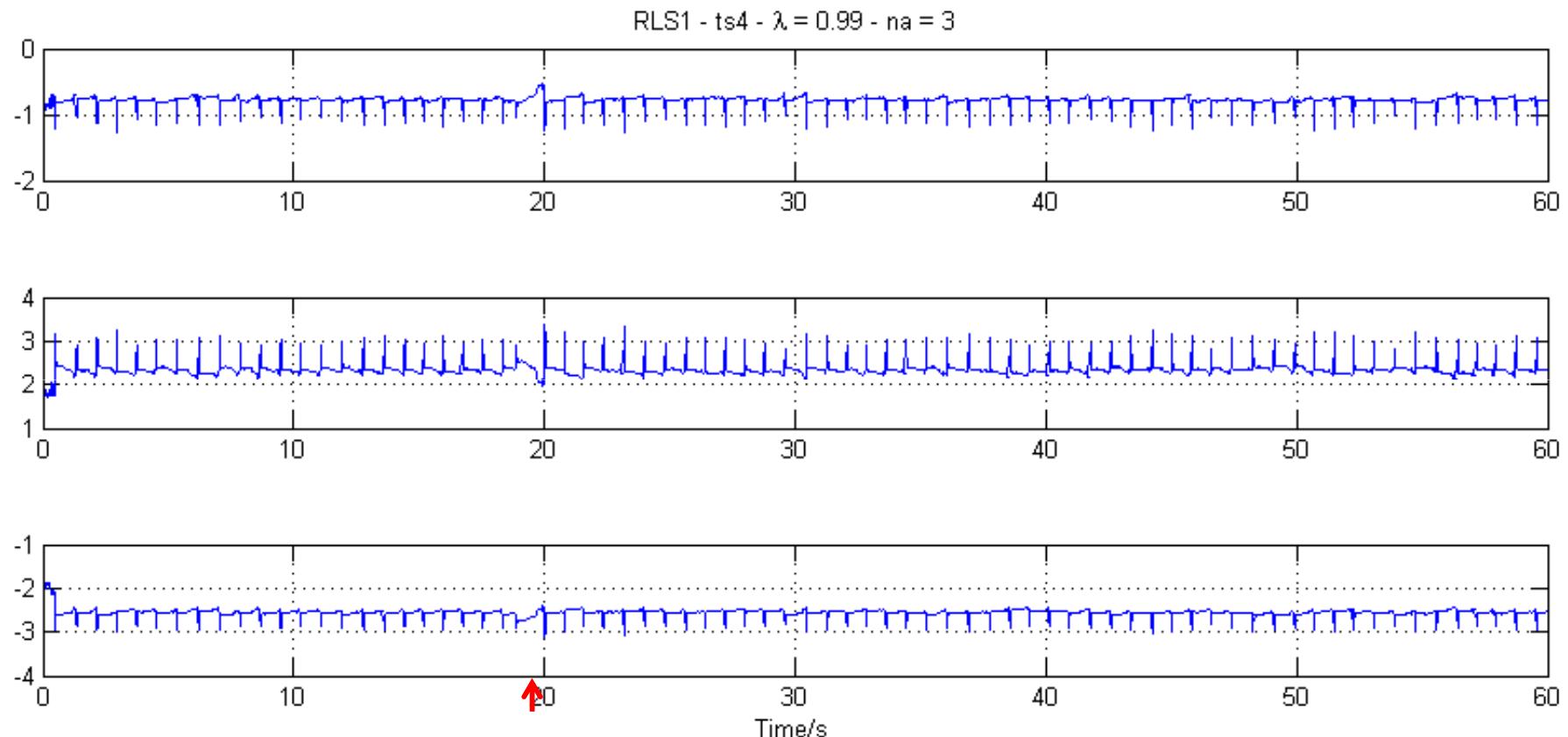
Datensätze - Testsignale

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	Herzschriftmacher, PVC
testsample10_VT	205	120	Ventrikuläre Tachykardie

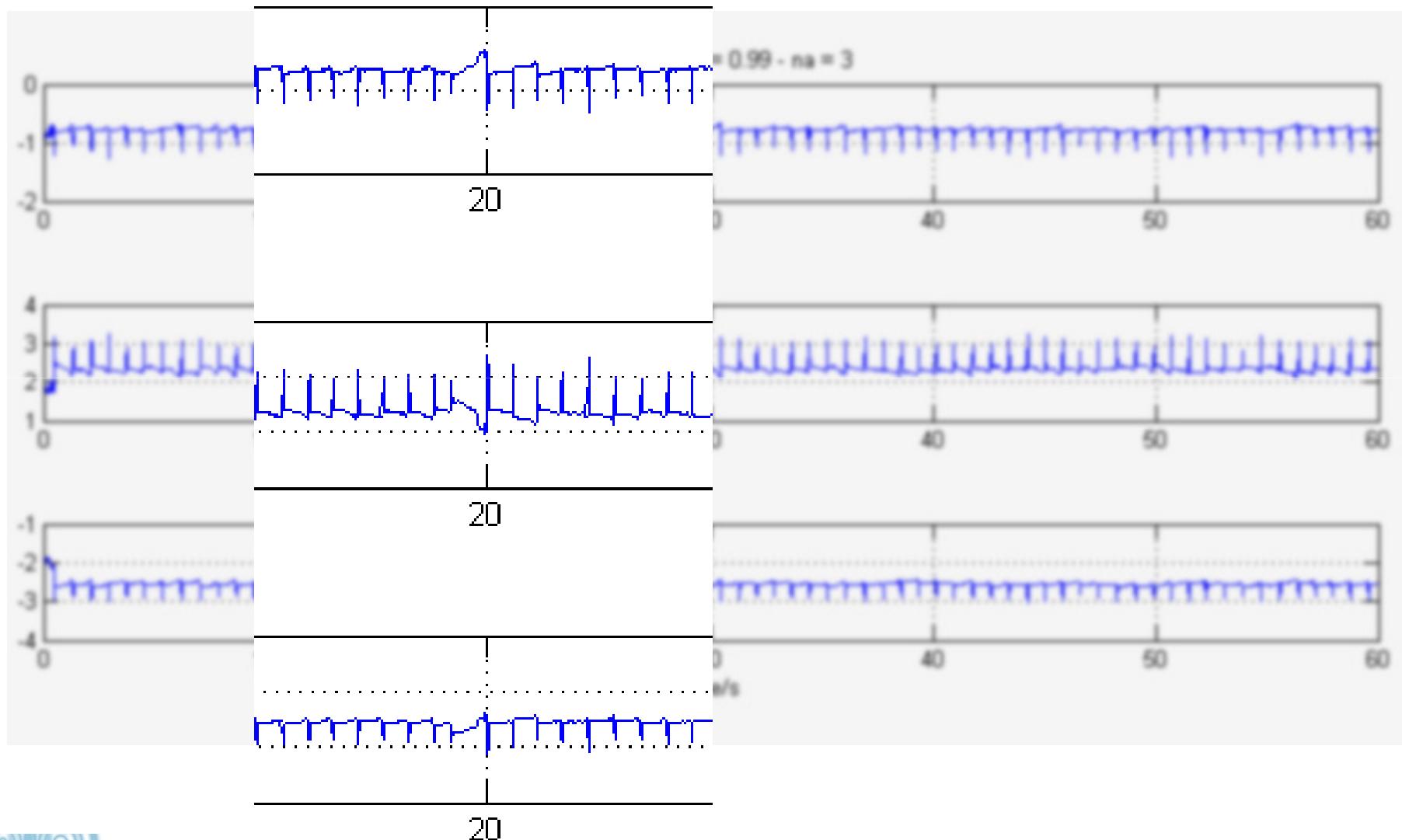
Ausgewählte Testsignale



Testlauf - RLS1



Testlauf - RLS1





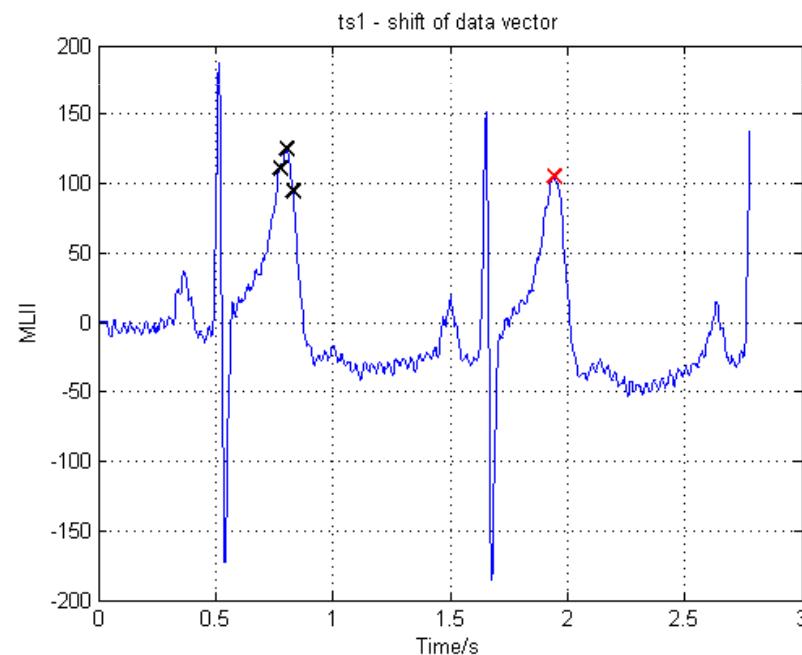
Modifikation – Verschiebung des Datenvektors

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:

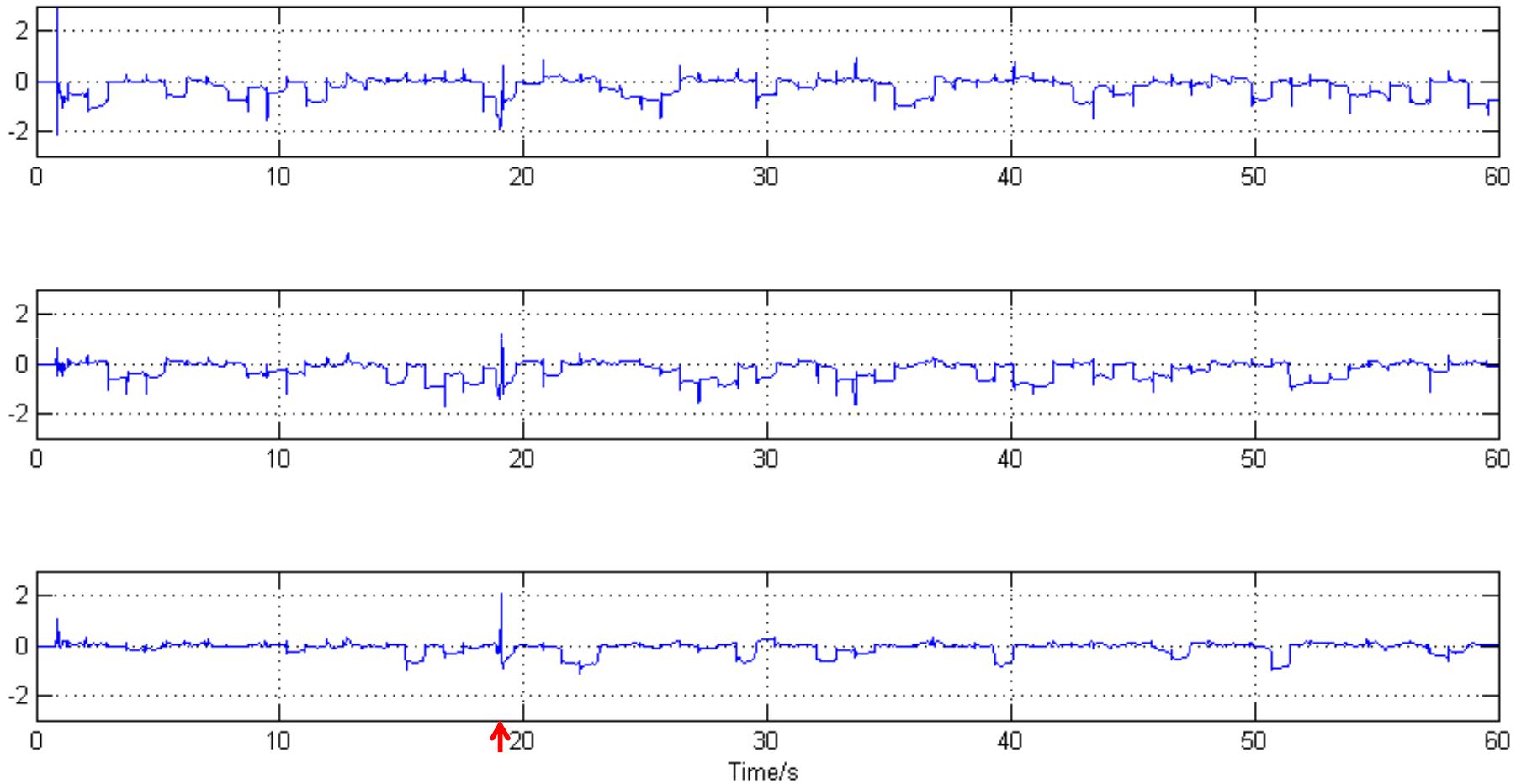
- Durchschnittliche Herzfrequenz
- Detektion des R-Peak





Testlauf – RLS22

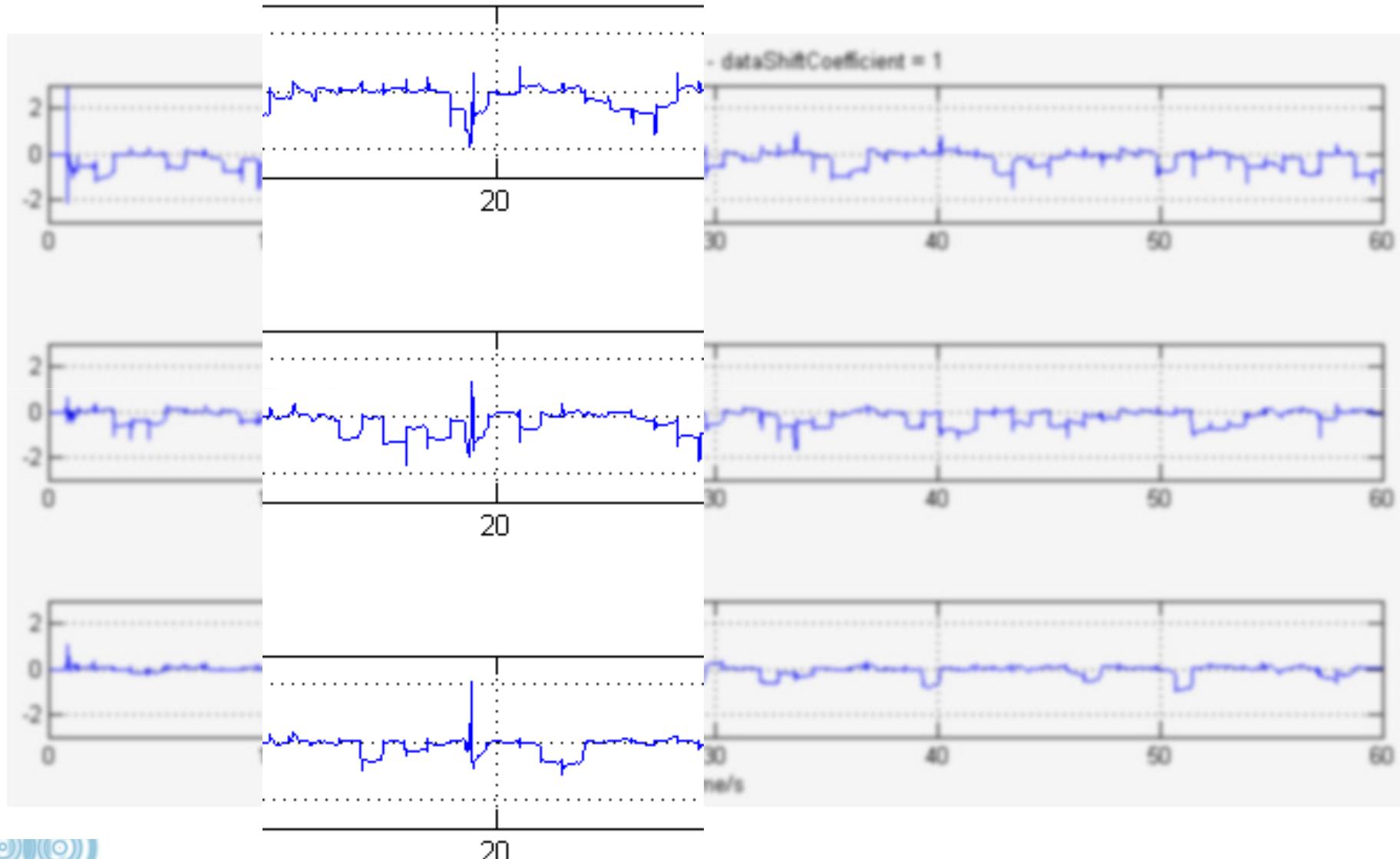
RLS22 - ts4 - $\lambda = 0.99$ - dataShiftCoefficient = 1



↑ PVC



Testlauf – RLS22

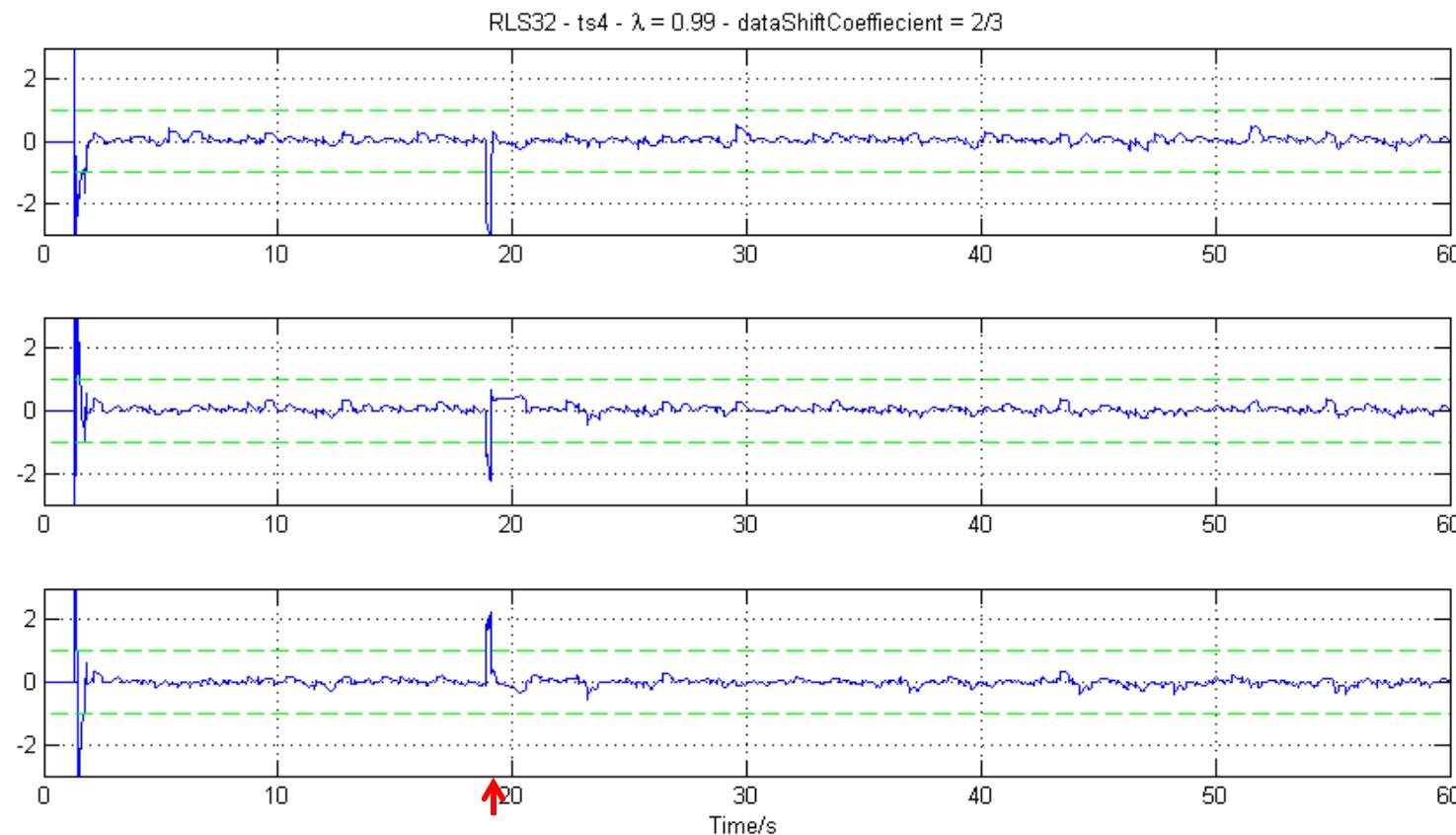




Modifikation – data shift coefficient

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



Entworfene Algorithmen

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

Differenzengleichung von RLS21 und RLS31:

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

Differenzengleichung von RLS22 und RLS32:

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

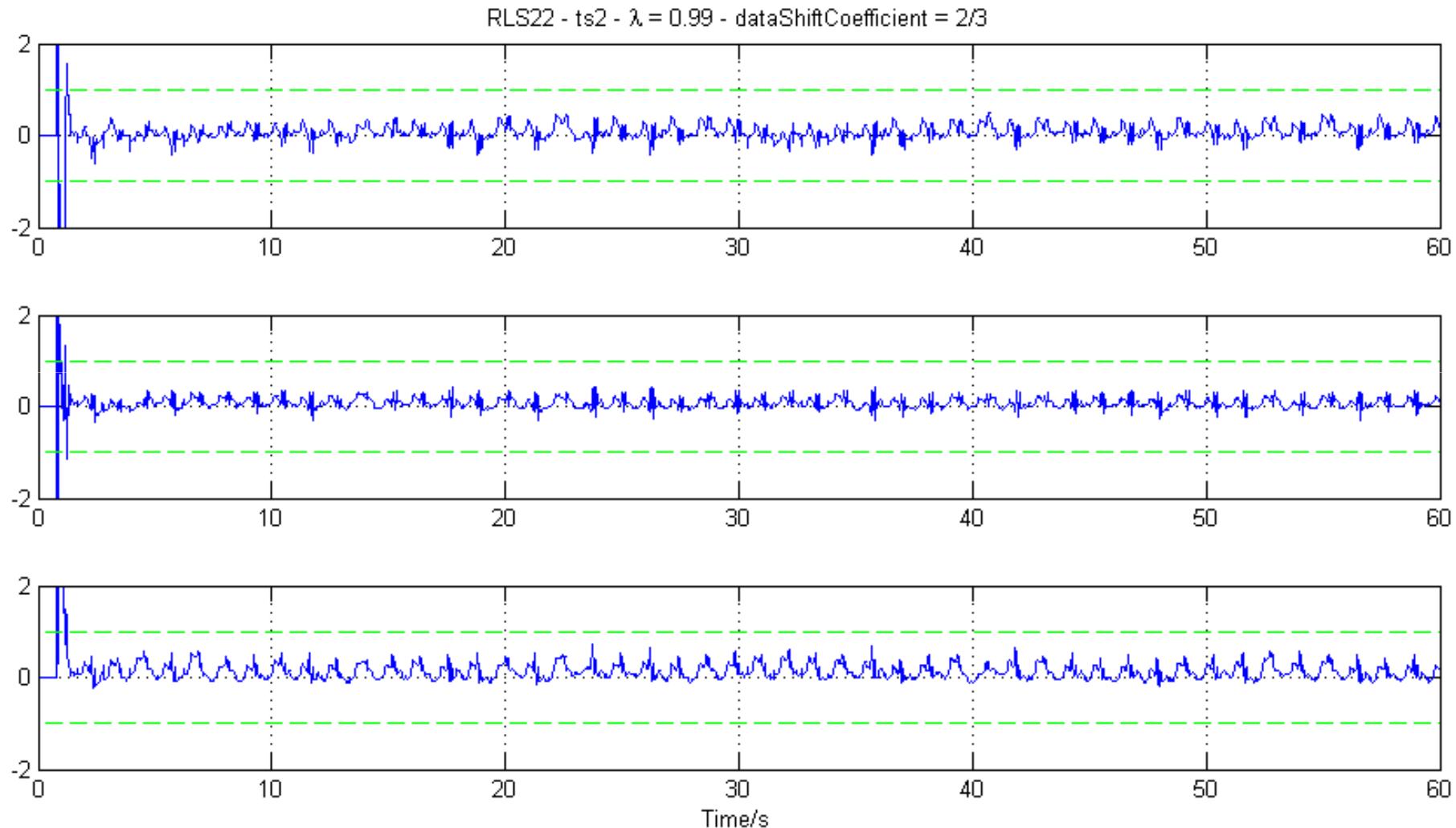
Differenzengleichung von RLS23 und RLS33:

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

mds ... main data shift



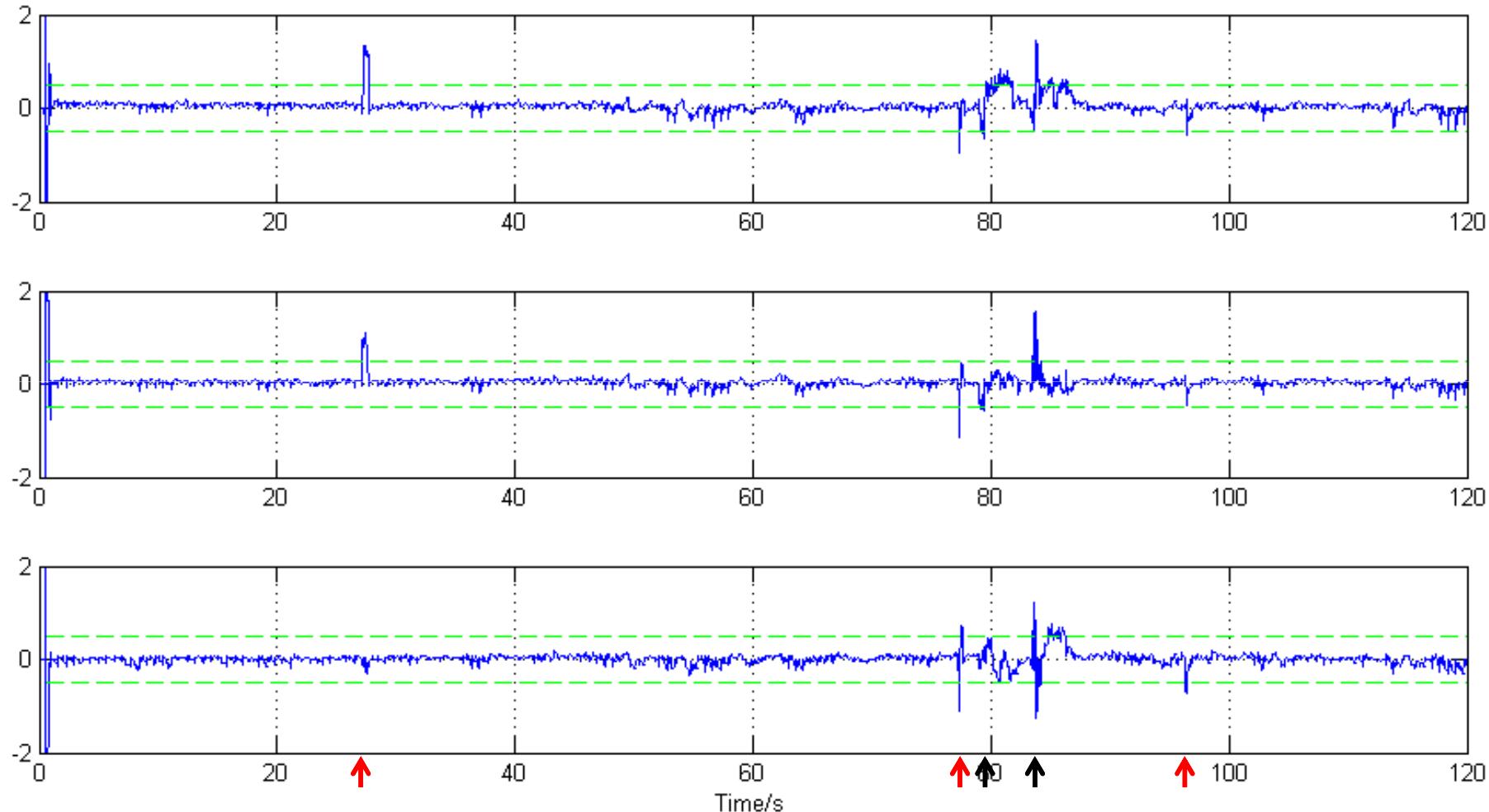
Test – Normaler Sinusrhythmus





Test – Ventrikuläre Tachykardie

RLS22 - ts10 - $\lambda = 0.99$ - dataShiftCoefficient = 2/3



↑ VT ↑ PVC

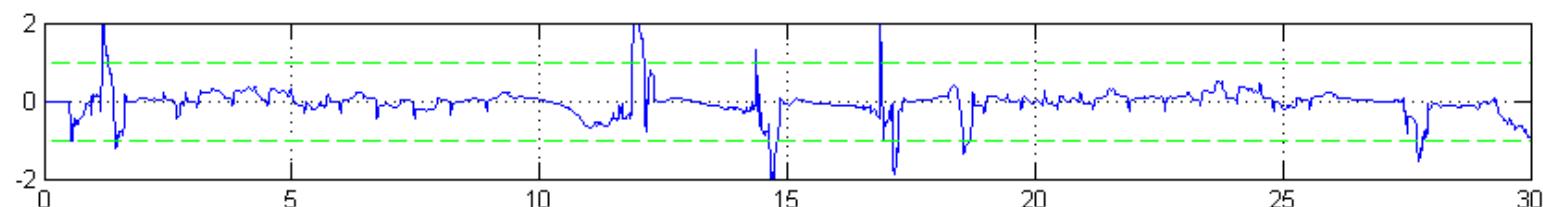
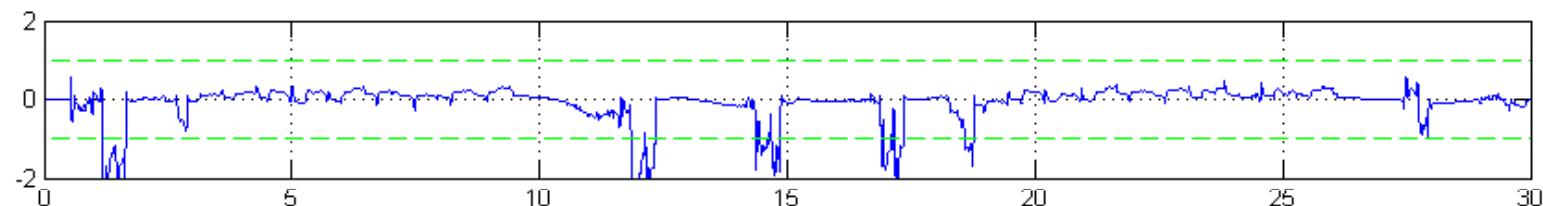
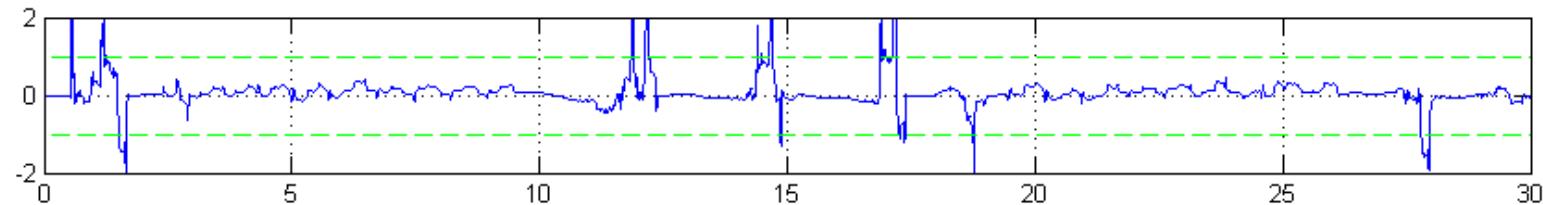


Institute for Design and Control of Mechatronical Systems

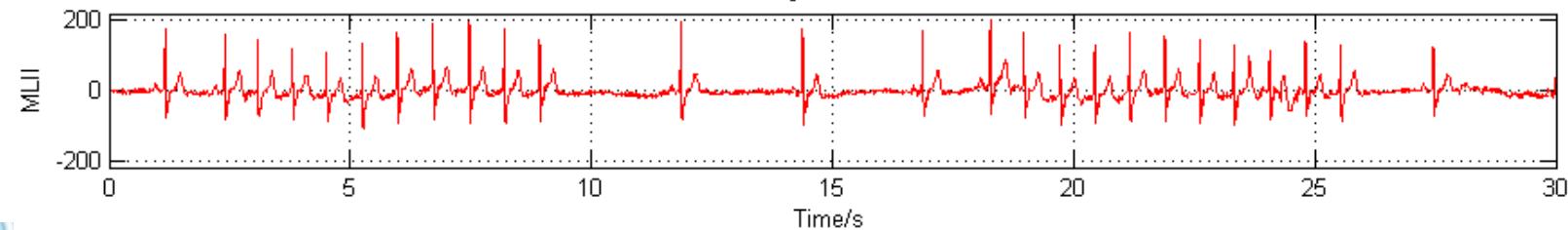


Test – Sinusbradykardie

RLS22 - ts8 - $\lambda = 0.99$ - dataShiftCoefficient = 2/3

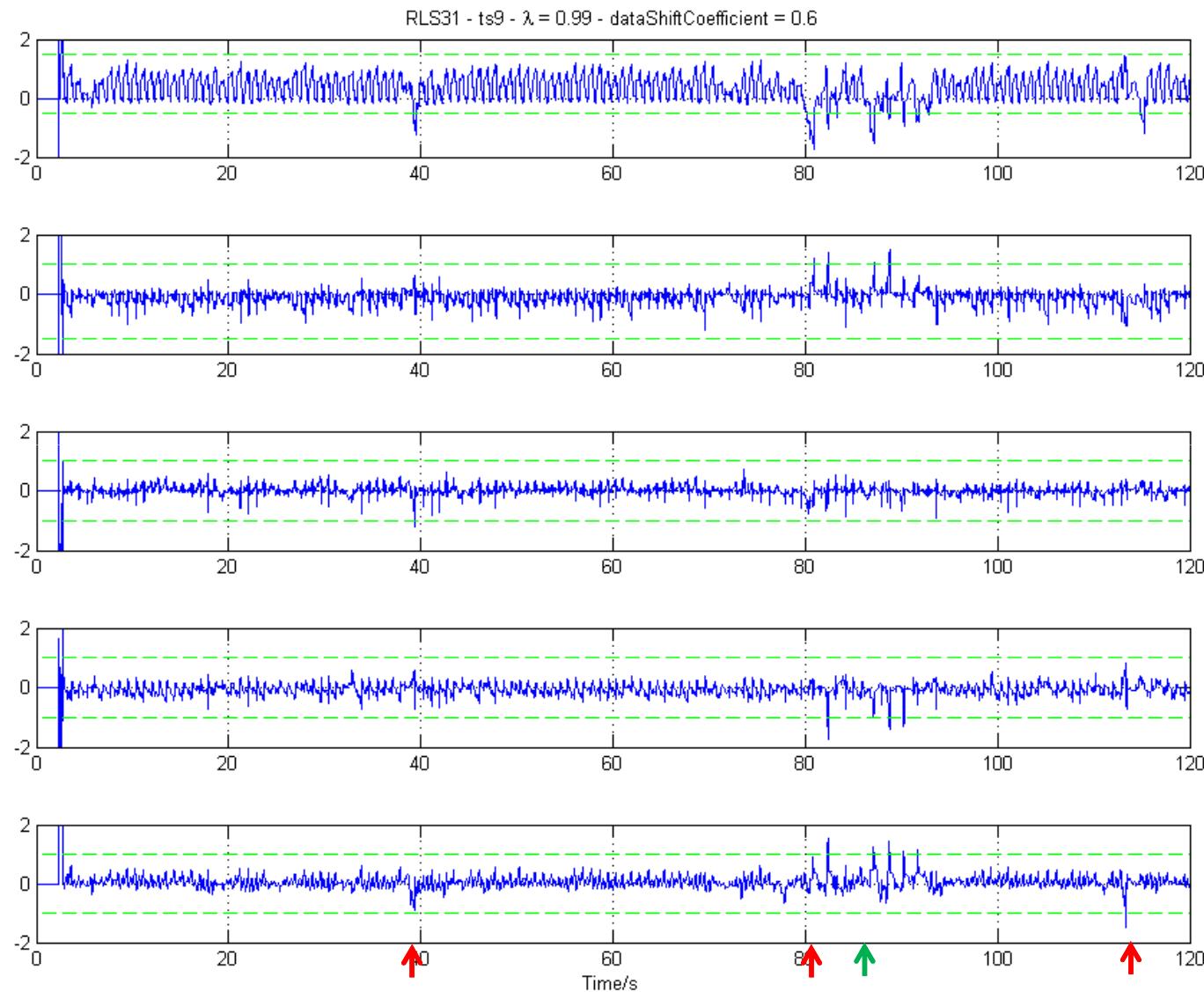


testsignal8 - filtered



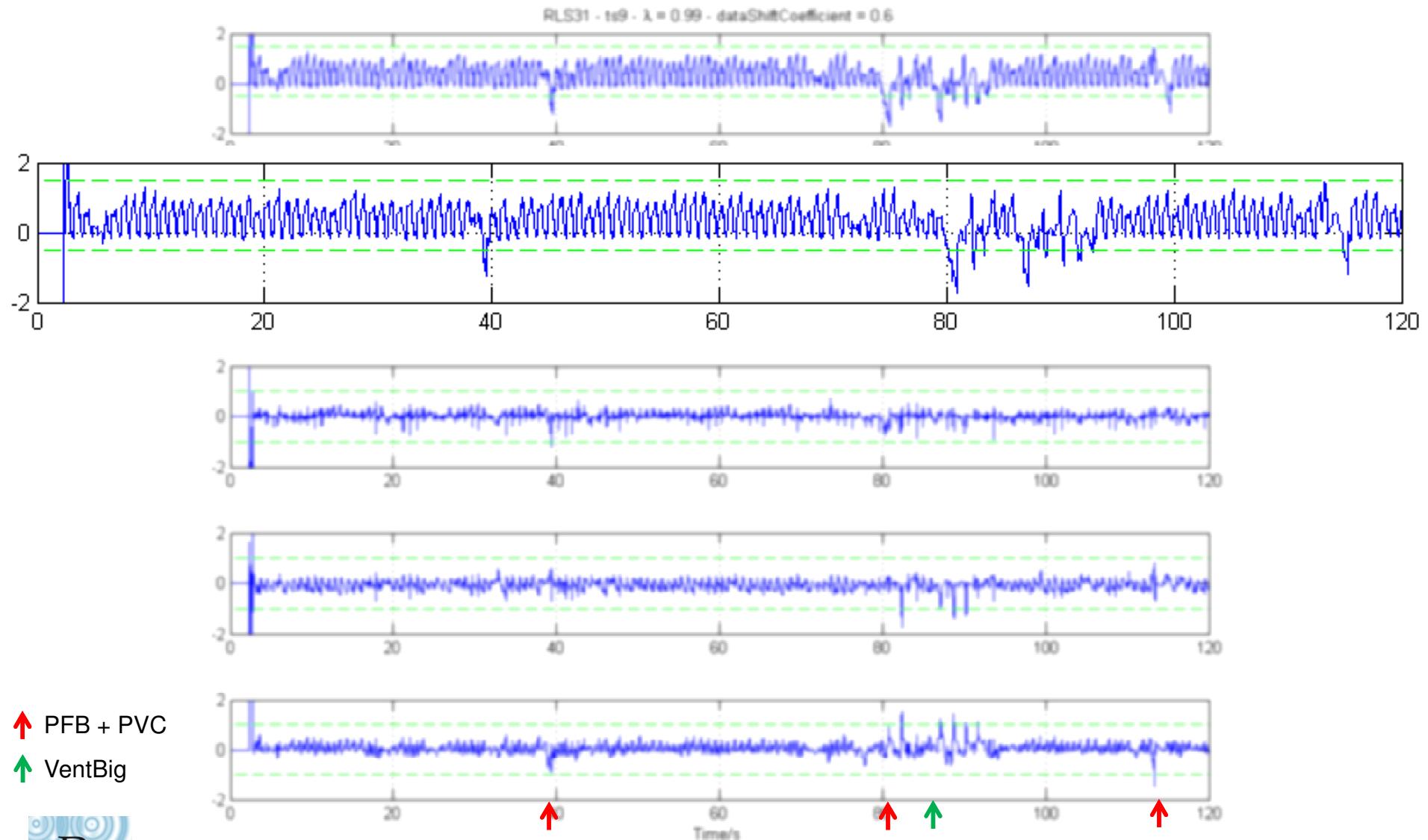


Test – Herzschrittmacher mit PVC





Test – Herzschrittmacher mit PVC





Evaluierung

Signal #	100	106	117	223
Zu detektieren	PVC	PVC, VC, VT	-	SB (RBBB, AVB1)
Nicht zu detektieren	APC	VentBig	APC	APC, AC
Data shift 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



Erkenntnis

- 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

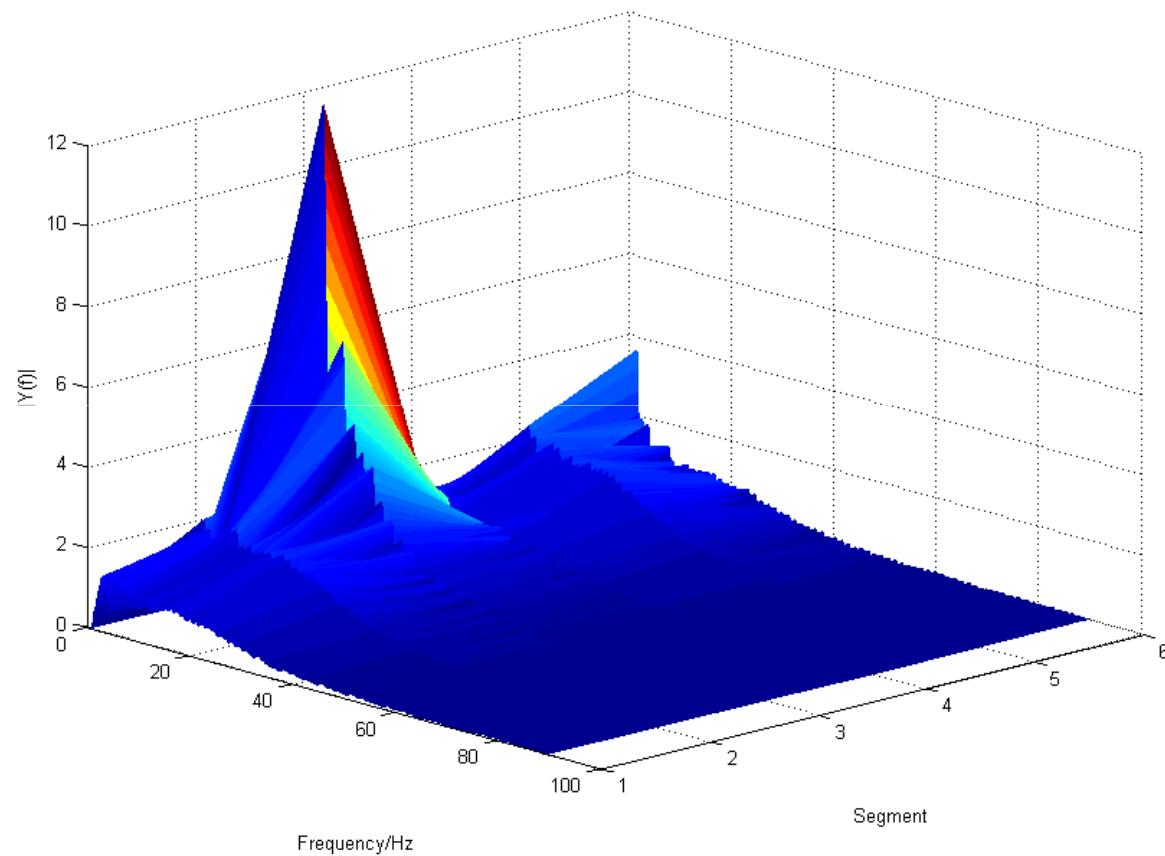


Ausblick

- 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!