

Klinik für Herz- und Kreislauferkrankungen
Deutsches Herzzentrum München des Freistaates Bayern
- Klinik an der Technischen Universität München -
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. A. Schömig)

Vergleich der hochverstärkten P-Welle
bei Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern
und gesunden Probanden
–Einfluss verschiedener Filtertechniken–

Miriam Weiss

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität
München zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktors der Medizin
genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

1. apl. Prof. Dr. L. Goedel-Meinen
2. Univ.-Prof. Dr. R. M. Oberhoffer

Die Dissertation wurde am 05.09.2000 bei der Technischen Universität München eingereicht
und durch die Fakultät für Medizin am 07.02.2001 angenommen.

An dieser Stelle möchte ich allen danken, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Besonderer Dank gilt dabei meinen Betreuern an der Technischen Universität München Fr. Prof. Dr. Goedel-Meinen und Fr. Dr. Hofmann.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	3
2	Patientengut	5
2.1	Gesunde Probanden	5
2.2	Patienten	5
3	Methodik	8
3.1	Das Signalmittelungs-Elektrokardiogramm	8
3.2	Aufnahme der Signale	8
3.2.1	Allgemeines zur Signalaufnahme	8
3.2.2	Patientenvorbereitung	9
3.2.3	Aufnahmetechnik	9
3.3	Auswertung	11
3.3.1	Allgemeines zur Auswertung	11
3.3.2	Filterbeschreibung	11
3.3.2.1	Unidirektionaler Filter	12
3.3.2.2	Bidirektionaler Filter	13
3.3.2.3	Fir-Filter	14
3.3.2.4	Lsq-Filter	15
3.4	Statistische Verfahren	16
3.4.1	Korrelation und Regression	16
3.4.2	U-Test nach Mann Whitney	17
4	Ergebnisse	18
4.1	Korrelation der P-Wellenlänge bei der Bestimmung durch zwei Beobachter	18
4.2	Filterreproduzierbarkeit	24
4.2.1	Reproduzierbarkeit der ungefilterten Ableitungen X, Y, Z	24
4.2.2	Reproduzierbarkeit des unidirektionalen Filters	28
4.2.3	Reproduzierbarkeit des bidirektionalen Filters	29
4.2.4	Reproduzierbarkeit des Fir-Filters	30
4.2.5	Reproduzierbarkeit des Lsq-Filters	31
4.2.6	Zusammenfassung der Filterreproduzierbarkeit	32
4.3	Daten der gesunden Probanden	33
4.3.1	Daten der ungefilterten Ableitungen X, Y, Z	33
4.3.2	Daten des unidirektionalen Filters	36
4.3.3	Daten des bidirektionalen Filters	37
4.3.4	Daten des Fir-Filters	38
4.3.5	Daten des Lsq-Filters	39
4.4	Daten der Patienten	40
4.4.1	Daten der ungefilterten Ableitungen X, Y, Z	40
4.4.2	Daten des unidirektionalen Filters	42

4.4.3	Daten des bidirektionalen Filters	43
4.4.4	Daten des Fir-Filters	44
4.4.5	Daten des Lsq-Filters	45
4.5	Vergleich der gesunden Probanden und der Patienten	46
4.5.1	Ungefilterte Ableitungen X, Y, Z	46
4.5.2	Unidirektionaler Filter	48
4.5.3	Bidirektionaler Filter	49
4.5.4	Fir-Filter	50
4.5.5	Lsq-Filter	51
4.6	Sensitivität und Spezifität bei verschiedenen Grenzwerten zwischen pathologischer und nicht pathologischer P-Wellendauer	52
4.6.1	Unidirektionaler Filter	52
4.6.2	Bidirektionaler Filter	53
4.6.3	Fir-Filter	54
4.6.4	Lsq-Filter	55
5	Diskussion	56
6	Zusammenfassung	66
7	Literaturverzeichnis	67
8	Abbildungsverzeichnis	73
9	Tabellenverzeichnis	75
10	Patientendaten	76
10.1	Fir Filter, gesunde Probanden	76
10.2	Fir Filter, Patienten	78
10.3	Unidirektionaler Filter, gesunde Probanden	80
10.4	Unidirektionaler Filter, Patienten	82
10.5	Bidirektionaler Filter, gesunde Probanden	84
10.6	Bidirektionaler Filter, Patienten	86
10.7	LSQ Filter, gesunde Probanden	88
10.8	LSQ Filter, Patienten	90
10.9	Ungefilterte Ableitungen, gesunde Probanden	92
10.10	Ungefilterte Ableitungen, Patienten	94

1 Einleitung

Das Signalmittelungs-EKG wird seit über 15 Jahren zur Diagnostik bei verschiedenen kardialen Rhythmusstörungen eingesetzt (2). Es wird zur Identifikation von Patienten mit einem erhöhten Risiko des plötzlichen Herztodes zum Beispiel nach einem Myokardinfarkt (39) oder anderen kardialen Erkrankungen verwendet.

Begonnen hatten Berbari 1978 und Simson 1981 mit Tierversuchen (2). Erste klinische Studien an Patienten beziehen sich im allgemeinen auf den QRS-Komplex (11, 29, 38, 39, 40, 47). Dabei werden Veränderungen der Länge und der Frequenzzusammensetzung des QRS-Komplexes beschrieben. Diese ermöglichen eine bessere Identifizierung von Patienten mit dem Risiko für ventrikuläre Tachykardien bzw. plötzlichen Herztod.

Die Differenzierung erfolgt mit Hilfe sogenannter Spätpotentiale. Darunter versteht man Potentiale mit niedriger Amplitude und hoher Frequenz im terminalen Bereich der untersuchten Wellenform (2). Im Standard EKG sind Spätpotentiale nicht zu identifizieren. Mit Hilfe der Signalmittelung und verschiedener Filterungen ist es möglich, diese Signale sichtbar zu machen.

Wie Breithardt et al. (2) berichten, liegt die Prävalenz für Spätpotentiale in Patientengruppen bei 60 % bis 90 %. Sie ist abhängig von dem verwendeten Signalmittelungs-EKG, der genauen Definition der Spätpotentiale und der Zusammensetzung der Patientengruppen. Im Gegensatz dazu wird eine Prävalenz von 0 % bis 7 % für das Auftreten von Spätpotentialen bei der gesunden Kontrollgruppe beschrieben.

Man geht davon aus, dass diese Spätpotentiale verspäteten Depolarisationen in bereits vorgeschädigtem Myokard, wie es z.B. nach einem Myokardinfarkt vorliegt, entsprechen. Diese verspäteten Aktionen sind dann mögliche Ausgangspunkte für einen Reentry-Mechanismus und daraus entstehende maligne Tachykardien (2, 11, 25, 29).

Aufgrund der Ergebnisse bei der Untersuchung des QRS-Komplexes versucht man in den letzten Jahren mit Hilfe einer Analyse der P-Welle Aussagen über Erkrankungen des Vorhofes zu machen.

Die Methode des Signalmittelungs-EKGs wurde in Bezug auf das Risiko für intermittierendes Vorhofflimmern von Seifert et.al. (37) gegen das Standard-EKG und von Morley et.al. (28) gegen die Größe des Vorhofes verglichen. Dabei stellte sich heraus, dass nur das Signalmittelungs-EKG in der Lage war, Risikopatienten und gesunde Kontrollpersonen ausreichend zu differenzieren.

Es gibt eine Vielzahl von Studien, die sich mit der Untersuchung der P-Welle anhand des Signalmittelungs-EKG bei Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern beschäftigen (3, 4, 5, 6, 10, 12, 13, 14, 16, 18, 19, 20, 23, 24, 25, 27, 30, 31, 32, 33, 34, 37, 41, 43, 44, 48, 55). Dabei werden zum Teil unterschiedliche Geräte und Filter verwendet.

Es ist Ziel dieser Studie, die am häufigsten verwendeten Filter (unidirektionaler Filter, bidirektionaler Filter, Fir-Filter, Lsq-Filter) unter Anwendung des Predictor Systems nach Simson (38, 39, 40) in ihrer Unterscheidungsfähigkeit zwischen Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern und einer gesunden Kontrollgruppe zu vergleichen. Als weiterer Punkt wird der Zusammenhang zwischen intermittierendem Vorhofflimmern und der Dauer der P-Welle untersucht. Zusammenfassend soll ein Grenzwert für die Dauer der P-Welle zur Unterscheidung der Patienten- und Kontrollgruppe bei den verschiedenen Filtern festgelegt werden.

2 Patientengut

Es handelt sich bei dieser Studie um einen Vergleich gesunder Probanden mit Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern.

2.1 Gesunde Probanden

In diese Gruppe wurden Probanden aufgenommen, bei denen sich im Oberflächen-EKG, Belastungs-EKG und in der Echokardiographie keine Anzeichen für eine Herzerkrankung zeigten. Es handelt sich zum einen um Patienten aus der Ambulanz des Deutschen Herzzentrums, zum anderen um Studenten der Technischen Universität München.

Die Gruppe umfasst 50 Probanden, darunter 20 Frauen und 30 Männer zum Zeitpunkt der Messung mit einem Durchschnittsalter von 29.8 Jahren. Die Schwankungsbreite liegt zwischen 18 und 69 Jahren (s. Abbildung 1).

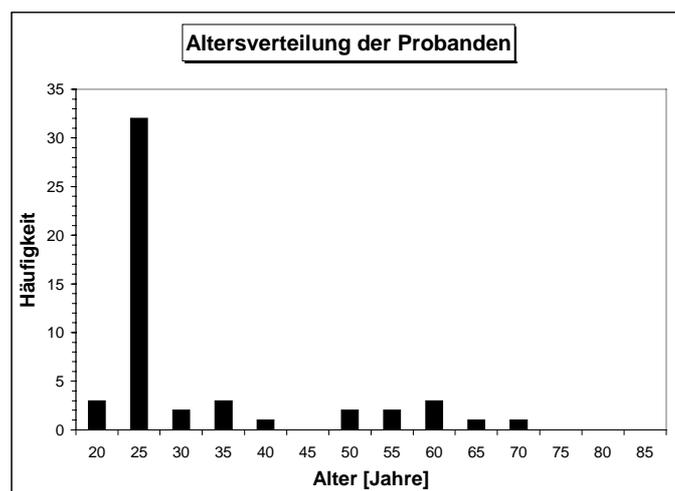


Abbildung 1: Altersverteilung der Probanden

2.2 Patienten

Einschlusskriterium für diese Gruppe war intermittierendes Vorhofflimmern, das in mindestens zwei normalen Oberflächen-EKGs zu verschiedenen Zeitpunkten der ambulanten Betreuung dokumentiert worden war. Das Vorhofflimmern wechselte stets in den normalen Sinusrhythmus zurück. Dies geschah entweder spontan oder nach antiarrhythmischer Therapie. Untersucht wurden 56 Patienten des Deutschen Herzzentrums, 18 Frauen und 36 Männer. Das Durchschnittsalter betrug 60.9 Jahre mit einer Schwankungsbreite zwischen 40 und 84 Jahren (s. Abbildung 2).

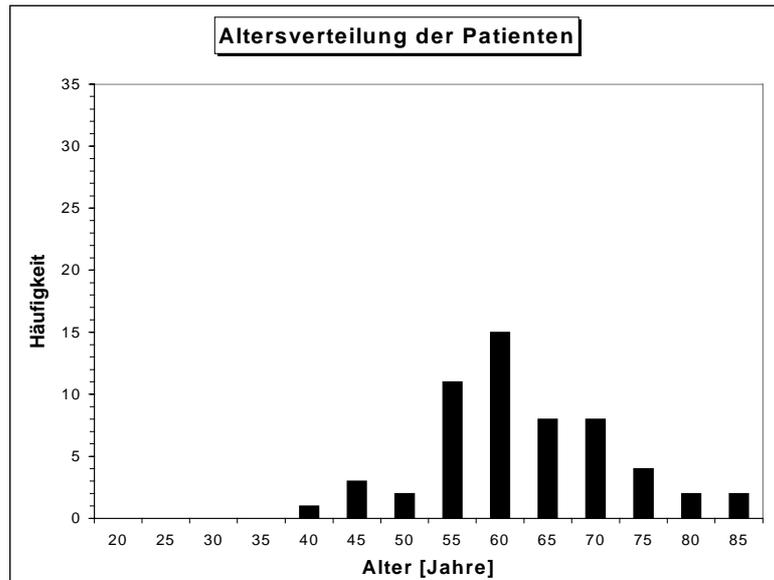


Abbildung 2: Altersverteilung der Patienten

Als kardiologische Begleiterkrankungen wurden bei 27 Personen eine arterielle Hypertonie, Klappenvitien bei 11 und bei 19 eine Koronare Herzkrankheit (KHK) diagnostiziert, wobei 13 Patienten in der Vergangenheit (mindestens ein halbes Jahr vor der Messung) einen Infarkt erlitten hatten (s. Tabelle 1). Extrasystolen wurden bei 6 (10,7%), AV-Blockaden bei 2 (3,6%), Dilatative Kardiomyopathie bei 1 (1,8%), Hypertrophie bei 1 (1,8%) und Kardiomyopathie bei 1 Patienten (1,8%) festgestellt. Erwähnenswert ist im Zusammenhang mit Vorhofflimmern die bei 4 Patienten diagnostizierte und medikamentös behandelte Hyperthyreose. Dabei können auf einen Patienten mehrere Erkrankungen zutreffen.

	Probanden	Patienten
Anzahl	50	56
Durchschnittsalter	35	60
Altersverteilung	18 – 69	40 – 84
Frauen	20	18
Männer	30	36
art. Hypertonie		27 (48,2%)
Klappenvitien		11 (19,6%)
KHK		19 (33,9%)
Myokardinfarkt		13 (23,2%)
Hyperthyreose		4 (7,1%)

Tabelle 1: Gegenüberstellung von Patienten und Probanden mit Auflistung der wichtigsten Begleiterkrankungen

Die prozentuale systolische Verkürzungsfraction (fractional shortening) betrug im Mittel 36% und das Ruhe-EKG war im Sinusrhythmus.

Den Patienten wurden zu der Untersuchung sämtliche Medikamente belassen. Ausschlusskriterium war Vorhofflimmern zum Zeitpunkt der Messung, da dies keine Untersuchung der P-Welle zugelassen hätte. Außerdem ausgeschlossen wurden Patienten mit Schrittmacher, Defibrillator oder akutem Myokardinfarkt in der Vergangenheit.

3 Methodik

3.1 Das Signalmittelungs-Elektrokardiogramm

Bei dem Signalmittelungs-EKG handelt es sich um eine spezielle Methode der EKG-Signalaufnahme und Verarbeitung, wodurch man in der Lage ist, ein möglichst rauschfreies und damit sehr aussagekräftiges EKG-Signal wiederzugeben. Dies wird durch optimale Patientenvorbereitung, Aufnahme und Mittelung von mindestens 50 periodisch wiederkehrenden Schlägen mit anschließender Filterung erreicht (2).

Für die vorliegende Studie wurde ein Gerät der Firma Dr. Kaiser Medizintechnik GmbH verwendet. Das Predictor System besteht aus einem Computer mit einer Analog-Daten digitalisierenden Hardware, einem konstant eingestellten Vorverstärker, einem programmierbaren Hauptverstärker, einem Signal erfassenden Detektor, einem Plotter und der Predictor-Software.

Bei dem Vorverstärker handelt es sich um einen hochintegrierten, rauscharmen Verstärker mit drei bipolaren Elektroden-Konfigurationen. Die Energieversorgung ist über den Hauptverstärker galvanisch von der Netzenergie getrennt. Der Verstärkungsfaktor beträgt 100 und ist stets konstant.

Der Verstärkungsfaktor des Hauptverstärkers ist 10. Die Gesamtverstärkung liegt somit bei 1000. Außerdem ist ein Bandpaßfilter von 0.05-300 Hertz enthalten. So werden nur Signale innerhalb dieses Frequenzspektrums weitergeleitet.

Die analogen Signale, die mit Elektroden abgeleitet werden, werden mit Hilfe eines 16 Bit A/D-Wandlers (DT 2801/7616 der Firma Data Translation) digitalisiert. Danach werden sie zur weiteren Bearbeitung an das Akquisitions- bzw. Analyse Programm des Computers weitergeleitet.

3.2 Aufnahme der Signale

3.2.1 Allgemeines zur Signalaufnahme

Die Signalaufnahme bei den Patienten erfolgt stets bei Vorliegen von Sinusrhythmus. Es werden bipolare EKG-Ableitungen aus drei verschiedenen Ebenen (als X, Y und Z bezeichnet) im Echt-Zeit-Modus aufgenommen (s. Abbildung 3). Die erste Messung wird jeweils zur Auswertung mit den verschiedenen Filtern verwendet. Zur Bestimmung der Reproduzierbarkeit sind weitere Messungen erforderlich, eine zweite nach einer Woche und eine dritte nach einem Monat (9, 15, 20, 42, 53). Dabei wird darauf geachtet, dass die Patientenvorbereitung und Umgebung des Patienten von Mal zu Mal annähernd identisch sind.

3.2.2 Patientenvorbereitung

Die Signalaufnahme sollte in einem ruhigen und geheizten Raum stattfinden. Damit Muskelzuckungen, die Artefakte hervorrufen, vermieden werden, sollte der Patient möglichst entspannt liegen, ruhig atmen und die Augen schließen. Durch diese Maßnahme versucht man das Grundrauschen so niedrig wie möglich zu halten.

Die Hautstellen für die Elektroden werden enthaart, entfettet und mit Sandpapier angeraut, um den Hautwiderstand zu verringern. Als EKG-Elektroden werden Standard-Silber/Silberchlorid Einmal-Klebelektroden verwendet. Für die X-Ableitung wird die positive Elektrode (X^+) im sechsten Intercostalraum in der mittleren Axillarlinie links und die negative Elektrode (X^-) entsprechend rechts angebracht. Y^+ befindet sich in der Medioklavicularlinie links subklavikulär, Y^- in einer Linie darunter subcostal. Die Z-Elektroden werden auf gleicher Höhe, im dritten bzw. vierten Intercostalraum links in der Medioklavicularlinie, ventral (Z^+) und dorsal (Z^-) angelegt. Als Erde dient eine Referenzelektrode in der Medioklavicularlinie rechts subcostal (s. Abbildung 3).

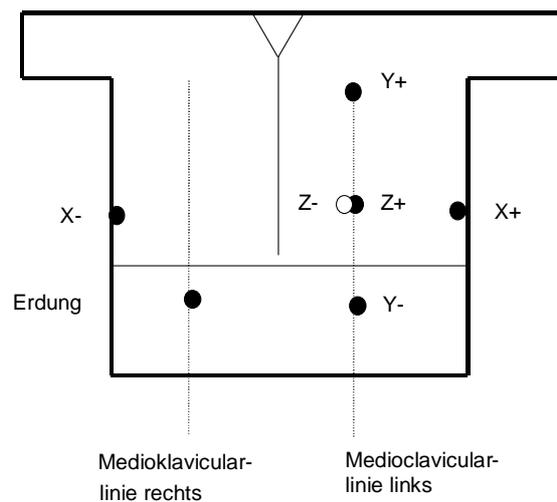


Abbildung 3: Schematische Darstellung der Elektrodenpunkte

3.2.3 Aufnahmetechnik

Für diese Studie ist nur der Bereich um die P-Welle für die Datenerfassung relevant. Um den richtigen Ausschnitt, das sogenannte "Fenster", zu erhalten, muss zuerst ein charakteristischer Punkt der EKG-Kurve festgelegt werden. Diesen Vorgang bezeichnet man als "Triggern". Es handelt sich hier um ein QRS-Komplex getriggertes System. Dabei wird als Bezugspunkt ein Extremum des QRS-Komplexes gewählt. Eine korrekte Triggerng kann nur dann erfolgen, wenn ausschließlich ein ausgeprägtes Extremum (Maximum bzw. Minimum) vorliegt. Ansonsten können die Ausschnitte nicht richtig aufeinander ausgerichtet werden, und es

würde zu Signalverschiebungen kommen. Zur Triggerung eignet sich am besten die X-Ableitung wegen ihrer monophasischen Morphologie.

Die Breite des Fensters wird durch die Abtastrate bestimmt. Diese beträgt hier 2000 Hz, d.h. es wird alle 0.5 Millisekunden ein Messpunkt erfasst. Bei 600 Messpunkten pro Fenster ergibt sich eine Breite von 300 Millisekunden. Der Anfangspunkt des Signalausschnittes wird durch den "Fiducial Point" festgelegt. Dieser wird in Bezug zum Triggercharakteristikum so gelegt, dass sich in diesem Fall die P-Welle und das PQ-Intervall innerhalb des Fensters befinden.

Es werden nur die Signalinhalte, die innerhalb des Fenster liegen (hier P-Welle bis beginnender QRS-Komplex), gespeichert. Alle restlichen Signalinhalte (hier QRS-Komplex bis einschließlich T-Welle) werden nicht in den Datenspeicher aufgenommen.

Der Vorgang der Triggerung jedes Signals erfolgt durch einen elektronischen Schaltkreis im Hauptverstärker. Dieser gibt einen Einmillisekunden-Rechteckimpuls ab. Der A/D-Wandler registriert den Impuls und stellt ihn der Predictor-Software als Eingangsgröße zur Verfügung.

Danach muss als erstes Kriterium für die Aufnahme der P-Welle in den Signalmittelungsprozess das sogenannte "Template" festgelegt werden. Dies ist ein Ausschnitt aus der registrierten Signalkurve (hier P-Welle), mit dem alle folgenden Kurven verglichen werden. Zur Festlegung werden zwei Korrelationslinien, die auf dem Bildschirm erscheinen, so verschoben, dass sie den gewünschten Bereich einschließen. Der ansteigende Schenkel der P-Welle wird als Template verwendet. Die Breite dieses Ausschnittes beträgt in der Grundeinstellung 50 Bildpunkte, entsprechend 25 Millisekunden. Anhand des Template entscheidet der Algorithmus, welche P-Welle für die Messung akzeptiert wird. Dadurch wird erreicht, dass sehr uncharakteristische, deformierte Wellenformen nicht in die Messung aufgenommen werden. Die dem Template entsprechenden Bereiche der folgenden P-Wellen werden mit dem ursprünglichen verglichen und die Kreuzkorrelation zwischen den beiden Wellen berechnet. Nur wenn ein bestimmter Korrelationskoeffizient erreicht wird, wird die P-Welle in den Mittelungsprozess aufgenommen. In unserer Messung war der Korrelationskoeffizient auf 0.99 festgelegt.

Um die Ausschnitte genau vergleichen zu können, werden die Wellen so übereinander gelegt, dass die Extrema zusammenfallen. Bei der P-Welle handelt es sich um die Maxima. Da diese nicht immer gleich ausgebildet sind (das Maximum kann sowohl zur ansteigenden, als auch abfallenden Seite orientiert sein) kann es zu Verschiebungen führen. Diese Erscheinung wird als "Jitter" bezeichnet. Um das Phänomen einzuschränken, wird die P-Welle nochmals je um die Hälfte einer vorgegebenen Anzahl von Bildpunkten (in diesem Fall zehn) nach rechts und links verschoben, wobei für jede Position ein Korrelationskoeffizient berechnet wird. Die endgültige Platzierung ist diejenige Überlagerungsposition, bei der die Standardabweichung am geringsten ist.

Das zweite Kriterium für die Aufnahme einer P-Welle in den Signalmittelungsprozess ist das Unterschreiten eines Störgeräuschpegels. Dieser wird bezogen auf einen Bildpunkt nach der

Formel $x = \sqrt[3]{\sum \frac{i^2}{i}}$ berechnet. Die betrachtete P-Welle wird erst dann registriert, wenn sie den vorgegebenen Wert nicht überschreitet. Dies wird als "Noise Beat Rejection" bezeichnet und erscheint auf dem Bildschirm unter "Accept Rate". Dadurch werden P-Wellen mit sinusförmigen Störungen kleiner Amplitude eliminiert.

Zum Einschluss eines Signals in den Mittelungsprozess müssen beide Voraussetzungen erfüllt sein. Es werden 200 Signale in dem festgelegten Fenster von 300 Millisekunden gemittelt. Bei einigen wenigen Patienten mussten auch weniger Signale akzeptiert werden, da die Dauer der Aufnahme von 200 Signalen sonst für diese Patienten eine nicht vertretbare Belastung dargestellt hätte. Das Grundrauschen betrug aber bei allen akzeptierten Messungen weniger als 0.3 Mikrovolt.

3.3 Auswertung

3.3.1 Allgemeines zur Auswertung

Grundsätzlich kann man das Signalmittlungs-EKG mit Hilfe der Zeitanalyse oder der Frequenzanalyse auswerten. In dieser Studie wird die Zeitanalyse verwendet, wie sie erstmals von Simson (38) als geeignete Methode beschrieben wird und sich seitdem bei verschiedenen Studien etabliert hat (4, 5, 8, 18, 24, 33, 44, 48, 49, 51).

Es werden sowohl ungefilterte als auch mit verschiedenen Filtern bearbeitete Daten verglichen. Die Werte der Ableitungen X, Y, und Z werden nach der Anwendung des Filters automatisch mit Hilfe der sogenannte Vektordarstellung $\sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}$ zusammengefasst. Welcher Filter verwendet wird, kann im Protokoll festgelegt werden.

Die ungefilterten Kurven erscheinen hier in die Einzelableitungen getrennt. Man kann somit die Ableitungen unabhängig voneinander bewerten.

Als Messwerte werden die gesamte Dauer der P-Welle (in Millisekunden) und die mittlere Spannung der letzten 10, 20 und 30 Millisekunden (in Mikrovolt), das sogenannte "Root Mean Square" (RMS) bestimmt.

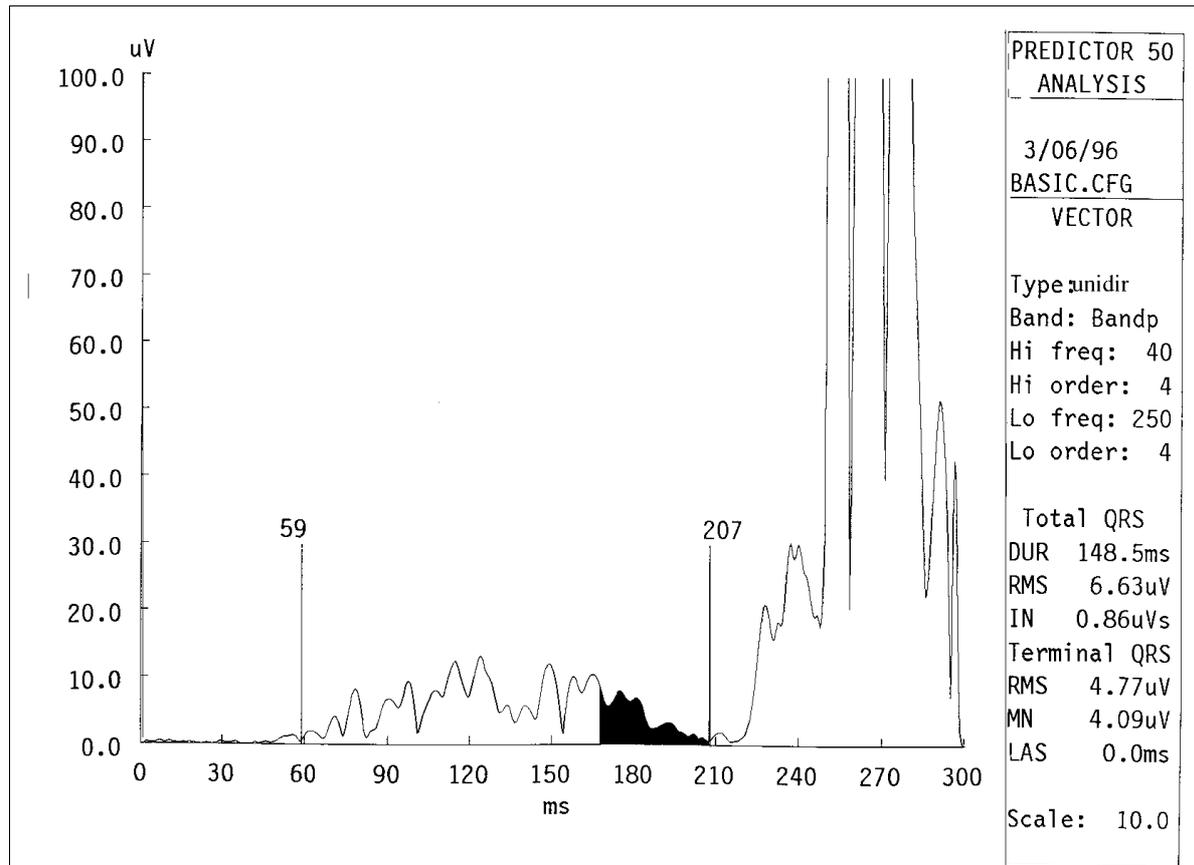
3.3.2 Filterbeschreibung

Bei den verwendeten Filtertypen (unidirektionaler, bidirektionaler, Least Squares Fit (Lsq-) und Finite Impulse Response (Fir-) Filter) handelt es sich um digitale Filter. Dabei wird im Allgemeinen über die Daten ein Fenster gelegt und innerhalb dieses Fensters werden mathematische Operationen an den Kurven durchgeführt. Die Rahmenbedingungen können vom Benutzer festgelegt werden. Die in der vorliegenden Studie gewählten Filtereinstellungen entsprechen den in der Literatur (5, 8, 18, 24, 33, 44, 48, 49, 51) am häufigsten verwendeten Einstellungen. Die Signalfilterung wird im folgenden soweit ausgeführt, wie es zum Verständnis der Arbeit nötig ist. Für eine detaillierte Darstellung wird auf die Fachliteratur verwiesen (17, 21, 22).

3.3.2.1 Unidirektionaler Filter

Es handelt sich hierbei um den bei Simson beschriebenen sogenannten bidirektionalen Filter. Dieser Filter läuft vom Anfang und vom Ende des Signalfensters auf den Triggerpunkt (Extremum des QRS-Komplexes) zu. Daraus ergibt sich für die P-Welle lediglich eine Filterung aus einer Richtung und es kommt damit am P-Wellen-Ende zu einer nichtlinearen Phasenverschiebung, dem sogenannten „Ringing“. Dieses verursacht Störungen des Signalinhaltes der P-Welle. Das für diese Studie verwendete Gerät wurde ursprünglich für die Untersuchung des QRS-Komplexes konzipiert, so dass der hier angeführte sogenannte bidirektionale Filter für die P-Welle nur eine unidirektionale Filterung erbringt.

Man hat bei diesem Filter die Möglichkeit zwischen Hoch-, Tief- und Bandpaß-Filter mit verschiedenen Grenzfrequenzen zu wählen. Bei dieser Studie wird ein Bandpaß-Filter mit den Grenzfrequenzen 40-250 Hz gewählt, der sich in Voruntersuchungen bewährt hatte. Abbildung 4 zeigt, wie sich die P-Welle nach Filterung mit dem unidirektionalen Filter darstellt.



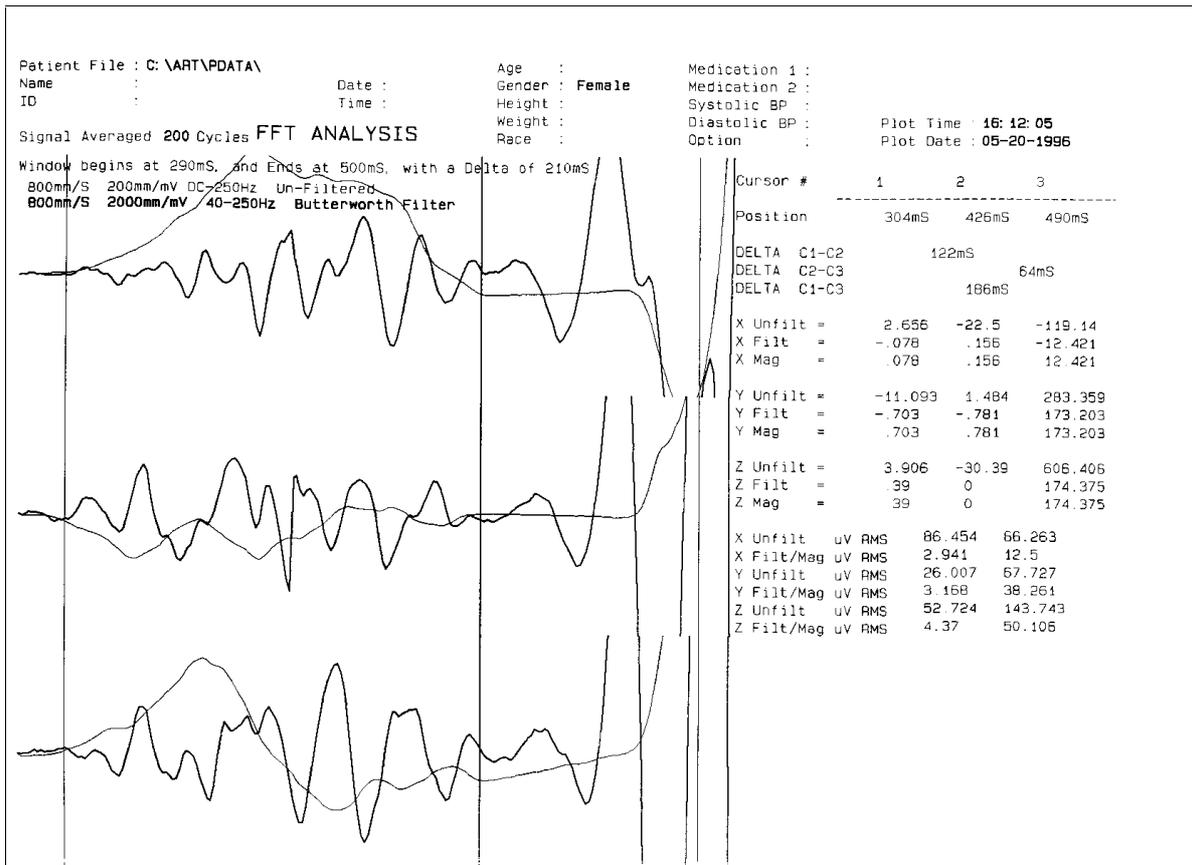
Die X-Achse gibt die Zeit in ms an, die Y-Achse zeigt die Spannung in μV . Die P-Welle wurde manuell bestimmt und mit den zwei senkrechten Linien bei 59 ms und 207 ms begrenzt. Das schwarze Feld unter der P-Wellenkurve am Ende der P-Welle entspricht dem Root Mean Square (RMS), in diesem Fall der letzten 40 ms. Der Name des Patienten (hier gelöscht), das Datum, einige Daten zum verwendeten Filter und die Ergebnisse für die (nach manueller Begrenzung) automatisch berechneten Dauer der P-Welle und der entsprechende RMS Wert befinden sich am rechten Bildrand.

Abbildung 4: Bild der P-Welle bei unidirektionalem Filter

3.3.2.2 Bidirektionaler Filter

Um für die Filterung der P-Welle einen bidirektionalen Filter zur Verfügung zu haben und das Ringing zu vermeiden, wurde von der Firma Dr. Kaiser Medizintechnik GmbH ein Programm entwickelt, das es erlaubt den Filtermittelpunkt an beliebiger Stelle zu platzieren. Der hier gewählte Filtermittelpunkt liegt in der Mitte der P-Welle. Das bedeutet, dass sich dieser Filterprozess von vorwärts und rückwärts entlang der Zeitachse dem Mittelpunkt der P-Welle nähert. Auch hier gibt es verschiedene Einstellungsmöglichkeiten, wobei ein Butterworth Bandpaßfilter mit den Grenzfrequenzen 40-250 Hz gewählt wurde.

Einen Bildschirmausdruck des bidirektionalen Filters zeigt Abbildung 5.



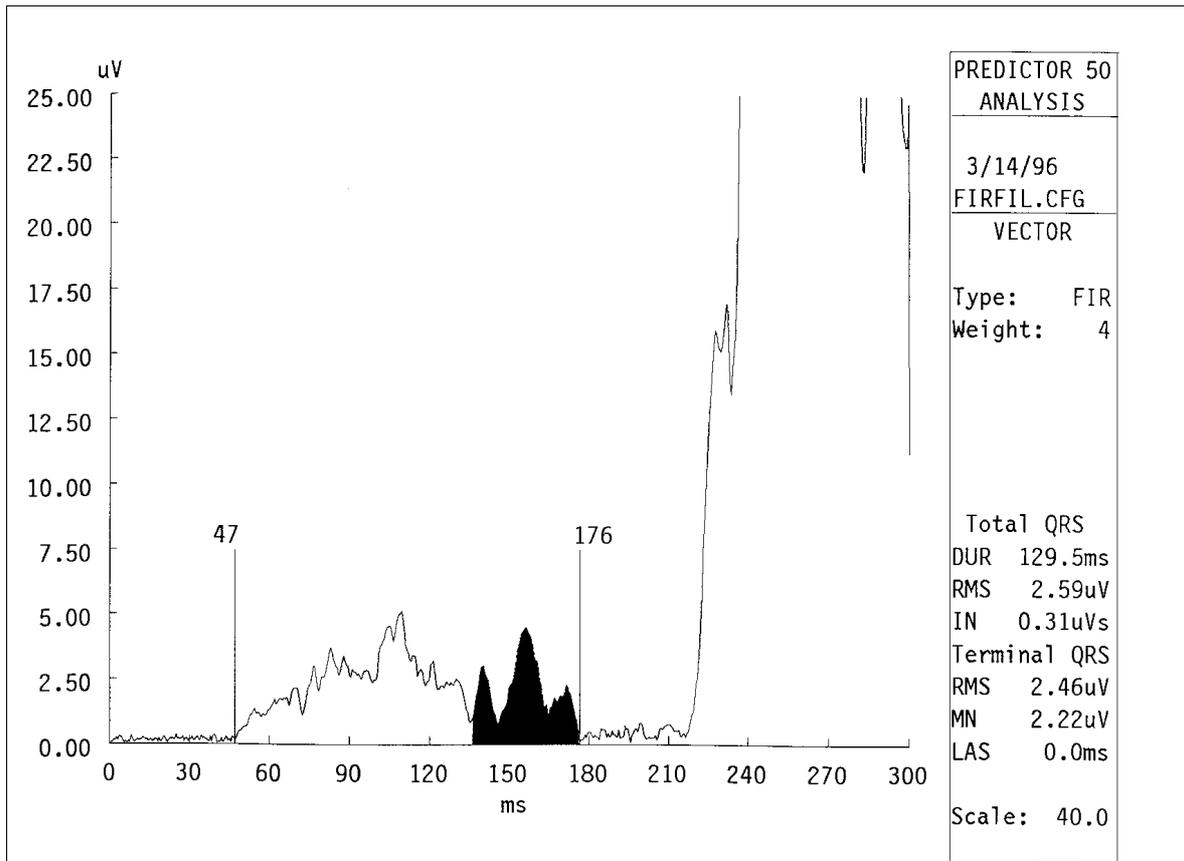
Die Abbildung zeigt die gefilterten Einzelableitungen. Die senkrechten Linien begrenzen wiederum die P-Welle und werden auch hier manuell festgelegt. Links oben an der Abbildung befinden sich die Patientendaten und einige technische Daten zum Filter. Die auch hier automatisch berechneten Werte für die P-Wellendauer und das RMS befinden sich auf der rechten Seite. Die P-Wellendauer entspricht dem Wert von DELTA C1-C2, in diesem Fall 122 ms.

Abbildung 5: Bild der P-Welle bei bidirektionalem Filter

3.3.2.3 Fir-Filter

Der Fir-Filter ist ein Filter mit endlicher Impulsantwort (Finite Impulse Response). Bei der Impulsantwort handelt es sich um „das Ausgangssignal eines Systems, wenn an den Eingang ein Einheitsimpuls angelegt wird“. ((17) S. 59).

Dieser Filter ist ein linearer Phasenfilter und gehört zu den Hochpass-Filtern. Das bedeutet, dass Signale oberhalb der Grenzfrequenz ungeschwächt durchgelassen und Signale niedrigerer Frequenz unabhängig von der Amplitude, aber abhängig von der Frequenz abgeschwächt bzw. komplett herausgefiltert werden. Die Grundeinstellung der Grenzfrequenz beträgt 40 Hz. (s. Abbildung 6).



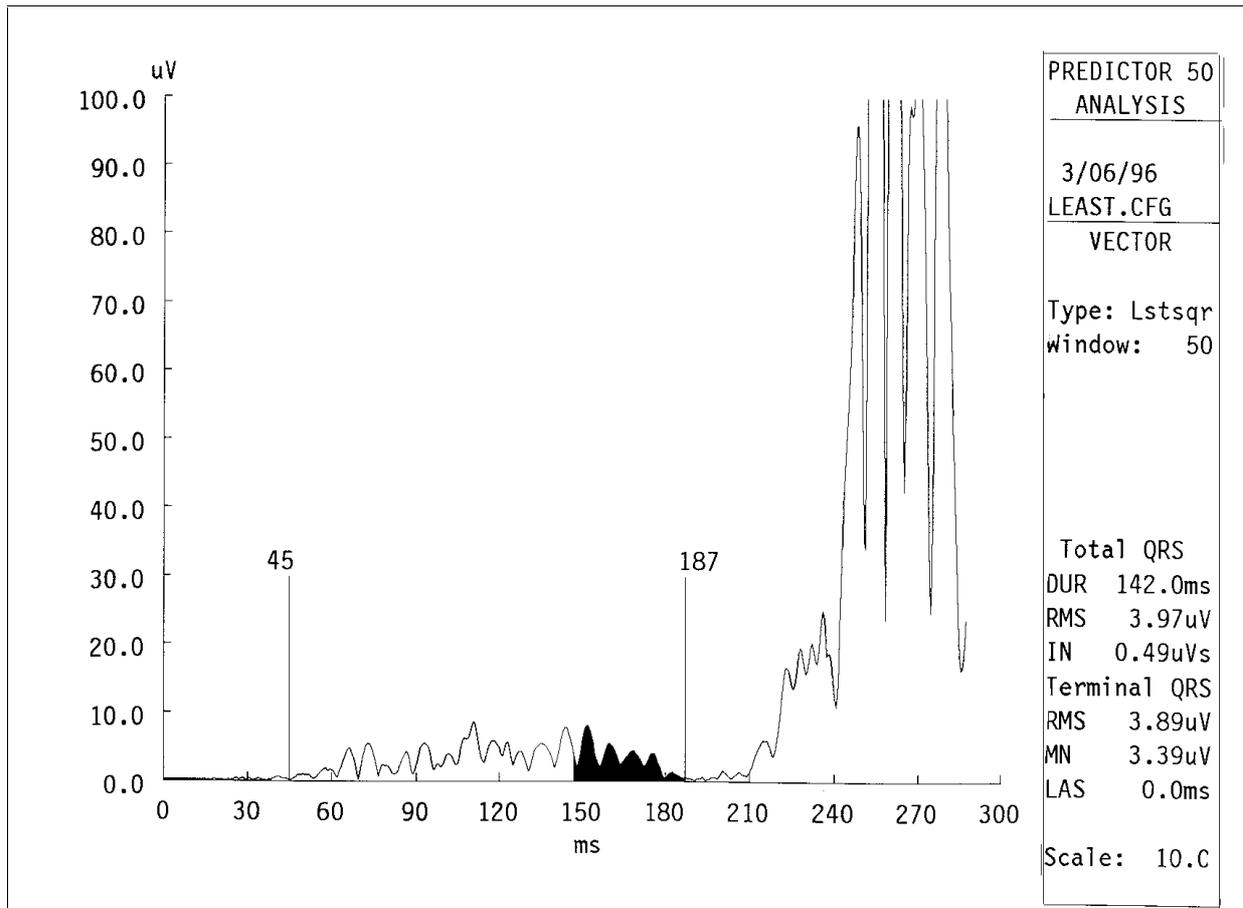
Erläuterung der Darstellung s. unidirektionaler Filter Abbildung 4.

Abbildung 6: Bild der P-Welle beim Fir-Filter

3.3.2.4 Lsq-Filter

Dieser Filter ist ebenfalls ein Phasenfilter mit der Charakteristik eines Hochpass-Filters. Der Filter arbeitet mit der Methode des kleinsten Quadrats (Least Squares Fit). Dabei wird ein Fenster vorgegeben, das über die Daten gelegt wird. Die linke Fensterhälfte wird gelöscht und über die restlichen Werte eine parabolisch geformte Kurve gelegt. Der Wert des Ursprungs der Parabel wird von dem Messwert der dem Parabelursprung entsprechenden Stelle der Zeitachse subtrahiert. Das Ergebnis ist der neue Wert. Das Fenster wird nun um einen Bildpunkt weiter verschoben und der Vorgang wiederholt.

Abbildung 7 zeigt den Bildschirmausdruck für den Lsq-Filter.



Erläuterung der Darstellung s. unidirektionaler Filter Abbildung 4.

Abbildung 7: Bild der P-Welle beim Lsq-Filter

3.4 Statistische Verfahren

Zur statistischen Auswertung der Messdaten wird der Korrelationskoeffizient nach Pearson bestimmt und der U-Test nach Mann Whitney durchgeführt (1). Sensitivität (Verhältnis der Kranken mit positivem Testergebnis zu den tatsächlich Kranken) und Spezifität (Verhältnis der nicht Kranken mit negativem Testergebnis zu den tatsächlich nicht Kranken) werden gegeneinander in einem Koordinatensystem aufgetragen und mit dem Schnittpunkt der beiden Kurven ein geeigneter Grenzwert zwischen pathologischen und nicht pathologischen Werten bestimmt.

3.4.1 Korrelation und Regression

Mit Hilfe der Korrelation nach Pearson kann man Aussagen über den linearen Zusammenhang zweier Merkmale einer Stichprobe oder eines Merkmales zweier Stichproben machen. Als Wahrscheinlichkeit für den statistischen Zusammenhang wird der Korrelationskoeffizient r angegeben.

Um zu überprüfen, ob die Korrelationen nicht zufällig sind, wird getestet, ob die Korrelationskoeffizienten sich von 0 unterscheiden. Dazu wird der kritische Wert in

Abhängigkeit der Stichprobenanzahl und des Signifikanzniveaus aus einer Tabelle ermittelt (32). Erreicht oder überschreitet der Korrelationskoeffizient diesen kritischen Wert, so ist er signifikant von 0 unterschieden. Als Signifikanzniveau wird $p=0.05$ gewählt.

Ob zwei Korrelationskoeffizienten signifikant voneinander unterschieden sind, kann man nach Z-Transformation der Korrelationskoeffizienten (34) und Differenzenbildung nach folgender Formel berechnen:

$$\hat{z} = \frac{|z_1 - z_2|}{\sqrt{\frac{1}{n_1 - 3} + \frac{1}{n_2 - 3}}}$$

Bei einem Signifikanzniveau von $p=0.05$ sind die Differenzen zweier Korrelationskoeffizienten signifikant voneinander unterschieden, wenn $\hat{z} \geq 1.96$ ist.

Ergibt sich ein statistischer Zusammenhang, kann mit der Regressionsgleichung aus einem vorgegebenen Wert der entsprechende Wert der anderen Gruppe geschätzt werden. Graphisch wird dieser Zusammenhang mit der Regressionsgeraden dargestellt.

3.4.2 U-Test nach Mann Whitney

Bei dem U-Test nach Mann Whitney handelt es sich um einen statistischen Test zum Vergleich zweier unabhängiger Gruppen in Bezug auf die zentrale Tendenz (Median). Es ist ein nicht-parametrischer Test, d.h. er ist unabhängig von der Art der Verteilung der Stichproben. Als Ergebnis des U-Tests ergibt sich die Wahrscheinlichkeit, mit der sich ein signifikantes Ergebnis hinsichtlich der zentralen Tendenz einstellt. Als signifikant werden in dieser Studie Unterschiede auf dem Niveau von 0.05 gewertet. Zur Berechnung der Werte wird in diesem Fall das Programm SPSS für Windows verwendet.

4 Ergebnisse

4.1 Korrelation der P-Wellenlänge bei der Bestimmung durch zwei Beobachter

Die Länge der P-Welle wurde in dieser Studie manuell festgelegt. Um die Fehlermöglichkeit so gering wie möglich zu halten, wurde die Kurve von 20 untersuchten Personen (je 10 gesunde Probanden und 10 Patienten) für die verschiedenen Einzelableitungen und die Vektordarstellung mit den verschiedenen Filtern von einem zweiten Beobachter getrennt bewertet. Zur Darstellung eines Zusammenhangs zwischen den Messwerten der beiden Beobachter werden die Werte korreliert und der Korrelationskoeffizient r (s. Tabelle 2) berechnet.

Bei der Prüfung des Korrelationskoeffizienten auf den Unterschied von 0 ergibt sich für alle Werte ein signifikanter Unterschied (d.h. die Korrelation ist kein zufälliges Ergebnis). Dabei ist bei einer Probandenzahl von 20 der kritische Wert 0.444 für den Korrelationskoeffizienten (35).

Filter\Ableitung	Korrelationskoeffizient r
Ableitung X	0.65
Ableitung Y	0.80
Ableitung Z	0.88
Unidirektionaler Filter	0.73
Bidirektionaler Filter	0.94
Fir-Filter	0.94
Lsq-Filter	0.97

Tabelle 2: Darstellung der Korrelationskoeffizienten der verschiedenen Filter bei manueller Messung von zwei unabhängigen Beobachtern

Die Testung der Beziehung zweier Korrelationskoeffizienten zueinander ergibt eine signifikante Differenz ($\Delta Z \geq 0.672$ errechnet aus dem kritischen Wert) für den bidirektionalen Filter sowie den Fir-Filter gegenüber der Ableitung X und dem unidirektionalen Filter und für den Lsq-Filter gegenüber den Ableitungen X, Y und Z und dem unidirektionalen Filter (s. Tabelle 3).

ΔZ	Ableitung X Z = 0.775	Ableitung Y Z = 1.1	Ableitung Z Z = 1.375	uni. Filter Z = 0.93	bidi. Filter Z = 1.74	Fir-Filter Z = 1.74
Ableitung Y Z = 1.1	0.325	—				
Ableitung Z Z = 1.375	0.6	0.275	—			
uni. Filter Z = 0.93	0.155	0.17	0.445	—		
bidi. Filter Z = 1.74	0.965	0.64	0.365	0.81	—	
Fir-Filter Z = 1.74	0.965	0.64	0.365	0.81	0.0	—
Lsq-Filter Z = 2.09	1.315	0.99	0.715	1.16	0.35	0.35

Tabelle 3: Differenzen der nach Z transformierten Korrelationskoeffizienten

Für die ungefilterten Ableitungen ergab die Korrelation der von zwei Beobachtern getrennt bewerteten Messdaten den Korrelationskoeffizienten $r = 0.65$ in Ableitung X, $r = 0.80$ in Y und $r = 0.88$ in Ableitung Z. Die graphischen Darstellungen der Korrelationen der Ableitungen X, Y, und Z einschließlich der Regressionsgeraden zeigen Abbildung 8, Abbildung 9 und Abbildung 10.

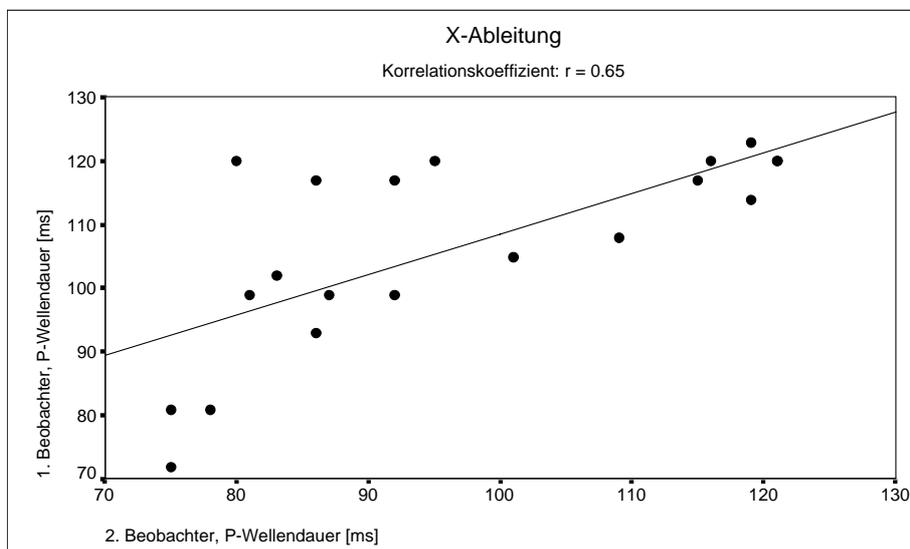


Abbildung 8: Korrelation der P-Wellendauer, gemessen von zwei unabhängigen Beobachtern in der ungefilterten Ableitung X.

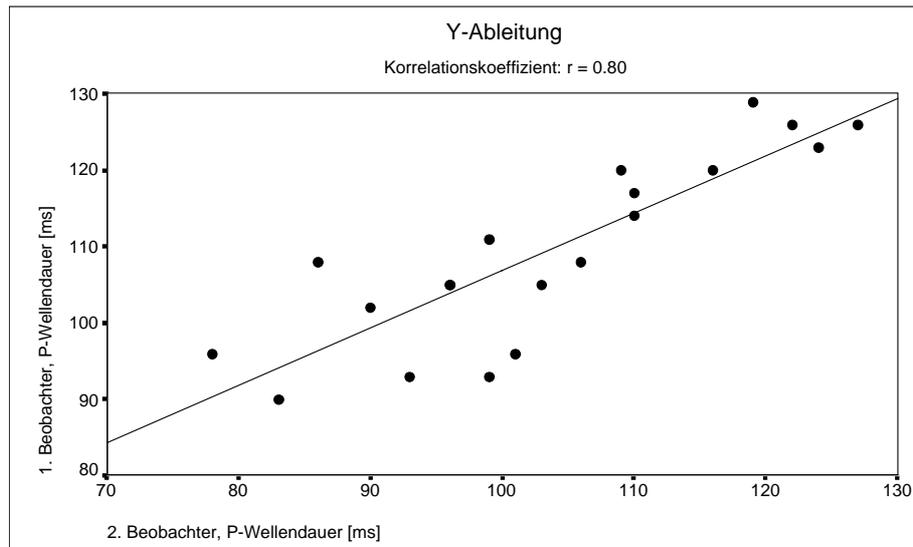


Abbildung 9: Korrelation der P-Wellendauer, gemessen von zwei unabhängigen Beobachtern in der ungefilterten Ableitung Y.

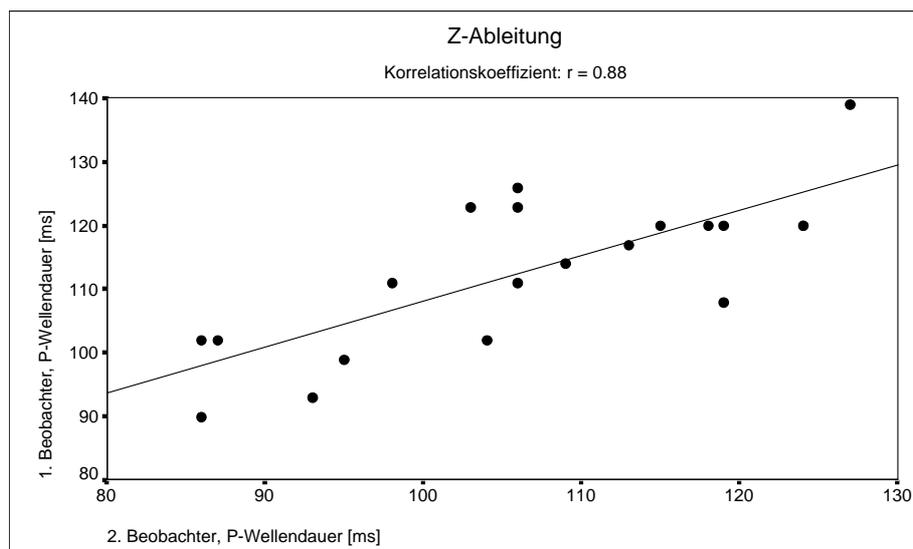


Abbildung 10: Korrelation der P-Wellendauer, gemessen von zwei unabhängigen Beobachtern in der ungefilterten Ableitung Z.

Die Korrelation der P-Wellendauer, bestimmt von zwei Beobachtern, bei unidirektionalem Filter ergibt einen Korrelationskoeffizienten von $r = 0.73$ (s. Abbildung 11).

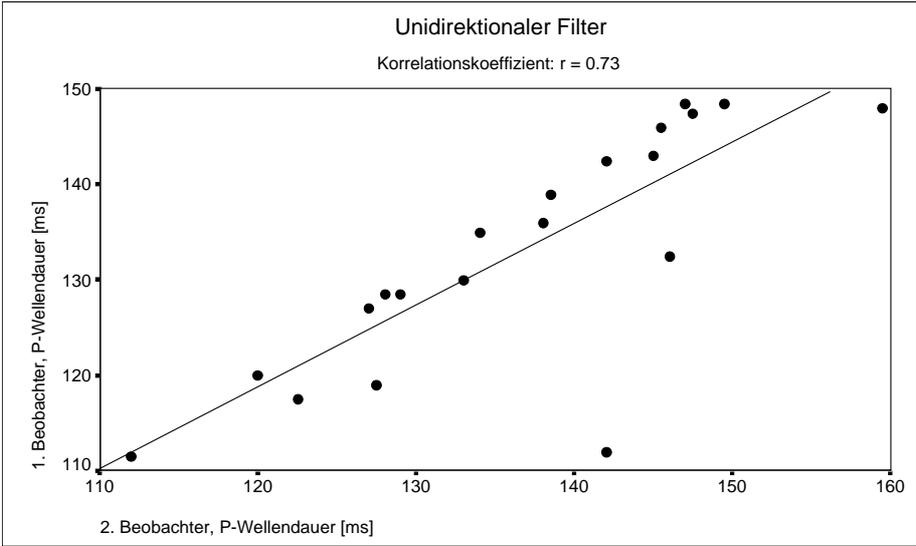


Abbildung 11: Korrelation der P-Wellendauer, gemessen von zwei unabhängigen Beobachtern bei unidirektionalem Filter.

Bei Korrelation der Daten mit bidirektionalem Filter ergibt sich ein Korrelationskoeffizient von $r = 0.94$ (s. Abbildung 12).

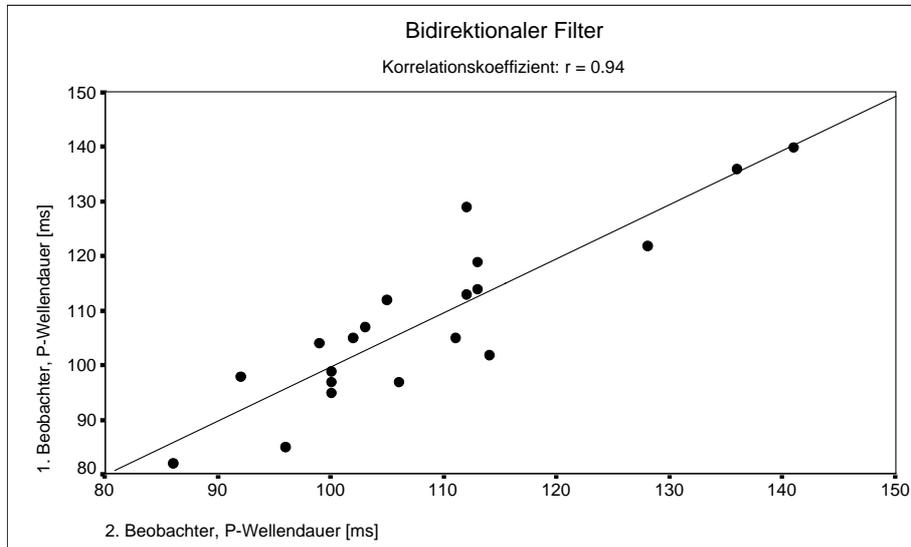


Abbildung 12: Korrelation der P-Wellendauer, gemessen von zwei unabhängigen Beobachtern P-Wellendauer bei bidirektionalem Filter.

In der graphischen Darstellung der Korrelation der P-Wellendauer bei dem Fir-Filter beträgt der Korrelationskoeffizient $r = 0.94$ (s. Abbildung 13).

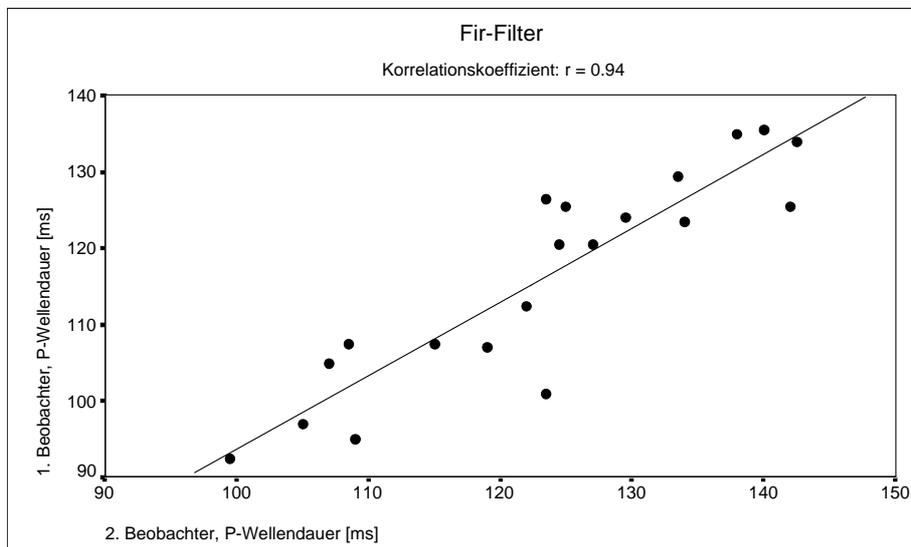


Abbildung 13: Korrelation der P-Wellendauer, gemessen von zwei unabhängigen Beobachtern bei dem Fir-Filter.

Als Korrelationskoeffizient der Daten ergibt sich bei dem Lsq-Filter $r = 0.97$ (s. Abbildung 14).

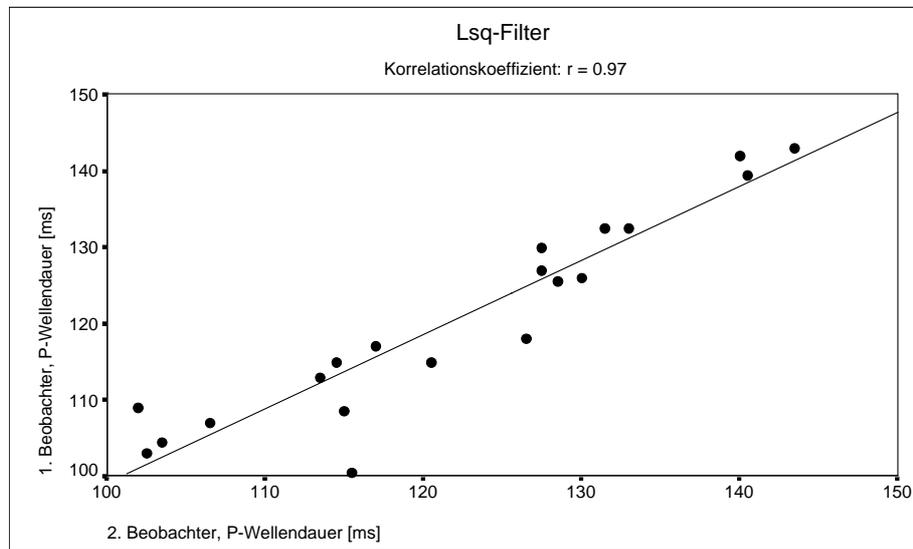


Abbildung 14: Korrelation der P-Wellendauer, gemessen von zwei unabhängigen Beobachtern bei dem Lsq-Filter.

4.2 Filterreproduzierbarkeit

Um die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse mit verschiedenen Filtern und der ungefilterten Ableitungen zu bestimmen, wurden Messungen zu drei unterschiedlichen Zeitpunkten durchgeführt. Der Abstand zwischen erster und zweiter Messung betrug eine Woche, der zwischen Zweiter und dritter einen Monat. Es wurde jeweils der Korrelationskoeffizient zwischen erstem und zweitem bzw. erstem und drittem Messwert der P-Welle bestimmt.

4.2.1 Reproduzierbarkeit der ungefilterten Ableitungen X, Y, Z

Zwischen der ersten und zweiten Messung, d.h. mit einem Abstand von einer Woche, ergibt sich für die Ableitung X ein Korrelationskoeffizient von $r = 0.42$. Der Korrelationskoeffizient zwischen erster und dritter Messung ist $r = 0.60$ (s. Tabelle 4). Die graphischen Darstellungen der Korrelationen mit Regressionsgeraden zeigen Abbildung 15 und Abbildung 16.

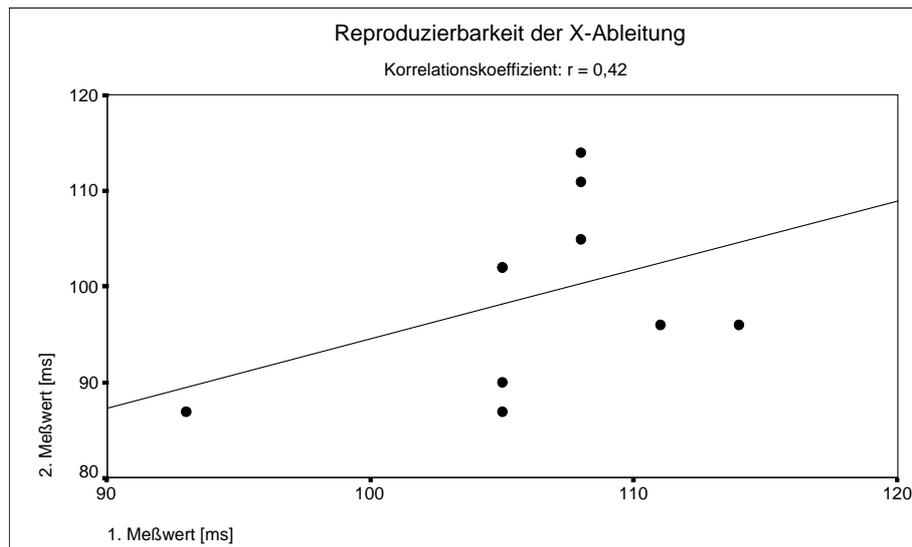


Abbildung 15: Korrelation zwischen erstem und zweitem Messwert in der ungefilterten Ableitung X.

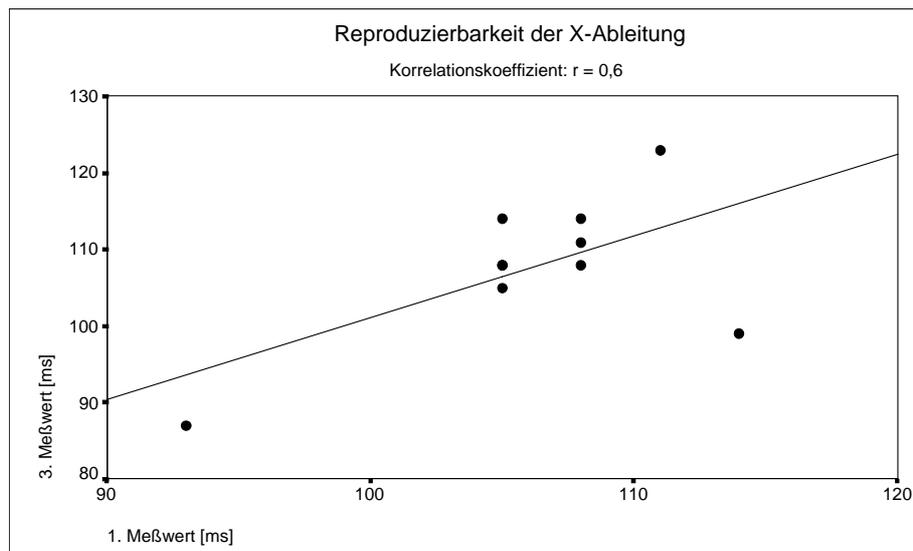


Abbildung 16: Korrelation zwischen erstem und drittem Messwert in der ungefilterten Ableitung X.

Der Wert des Korrelationskoeffizienten zwischen der ersten und zweiten Messung für die Ableitung Y ist $r = 0.87$. Erste und dritte Messung korrelieren mit $r = 0.90$ (s. Tabelle 4). Dargestellt sind diese Beziehungen in Abbildung 17 und Abbildung 18.

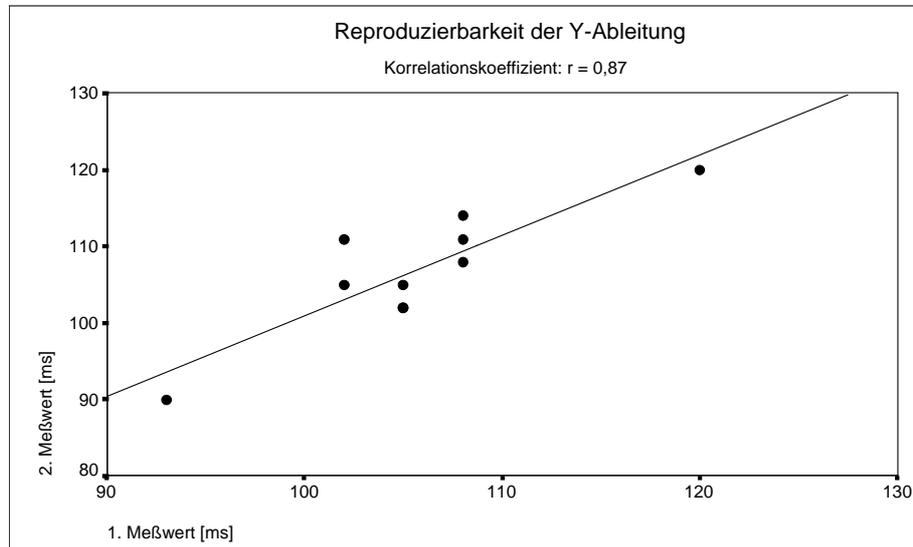


Abbildung 17: Korrelation zwischen erstem und zweitem Messwert in der ungefilterten Ableitung Y.

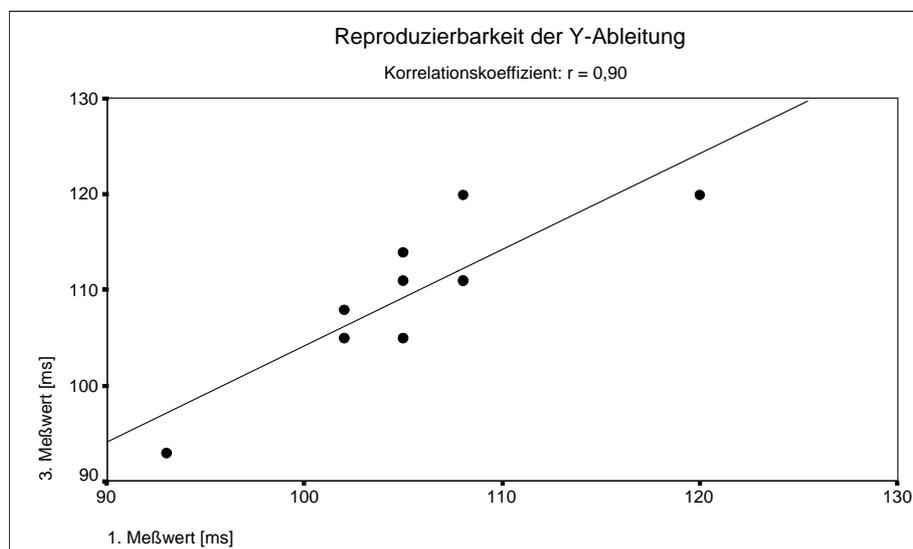


Abbildung 18: Korrelation zwischen erstem und drittem Messwert in der ungefilterten Ableitung Y.

Der Korrelationskoeffizient bei der Ableitung Z ergibt zwischen erster und zweiter Messung $r = 0.86$, zwischen erster und dritter $r = 0.80$ (s. Tabelle 4, Abbildung 19 und Abbildung 20).

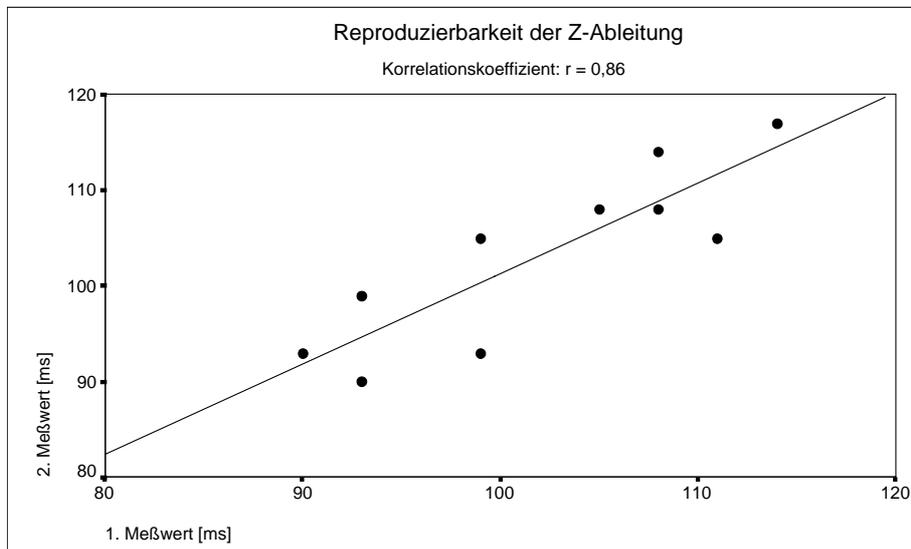


Abbildung 19: Korrelation zwischen erstem und zweitem Messwert in der ungefilterten Ableitung Z.

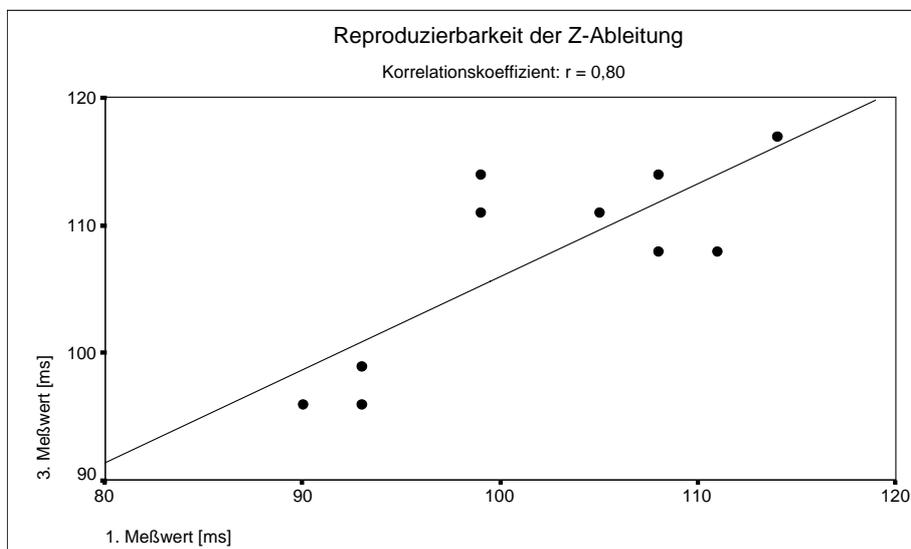


Abbildung 20: Korrelation zwischen erstem und drittem Messwert in der ungefilterten Ableitung Z.

4.2.2 Reproduzierbarkeit des unidirektionalen Filters

Die erste Messung korreliert mit der zweiten mit einem Wert von $r = 0.90$, mit der dritten mit einem Wert von $r = 0.80$ (s. Tabelle 4). Die graphischen Darstellungen zeigen Abbildung 21 und Abbildung 22.

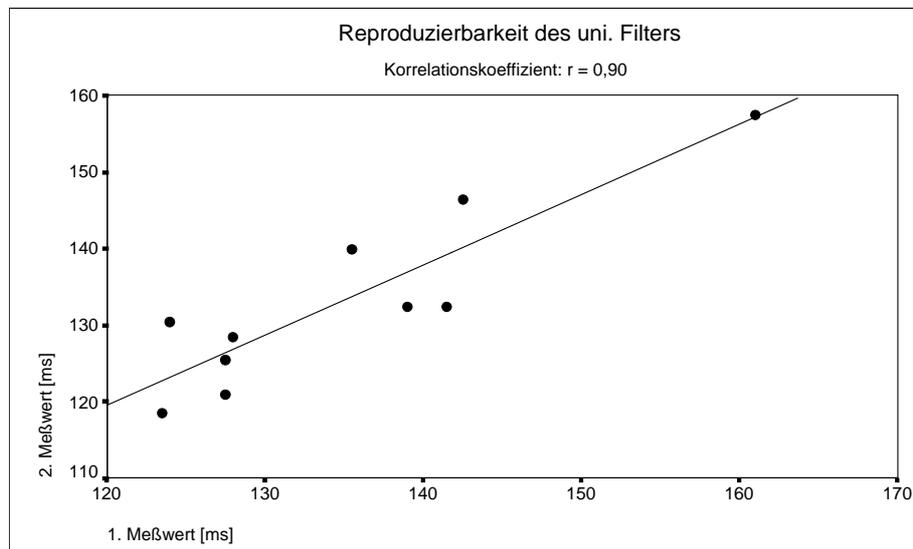


Abbildung 21: Korrelation zwischen erstem und zweitem Messwert nach unidirektionaler Filterung.

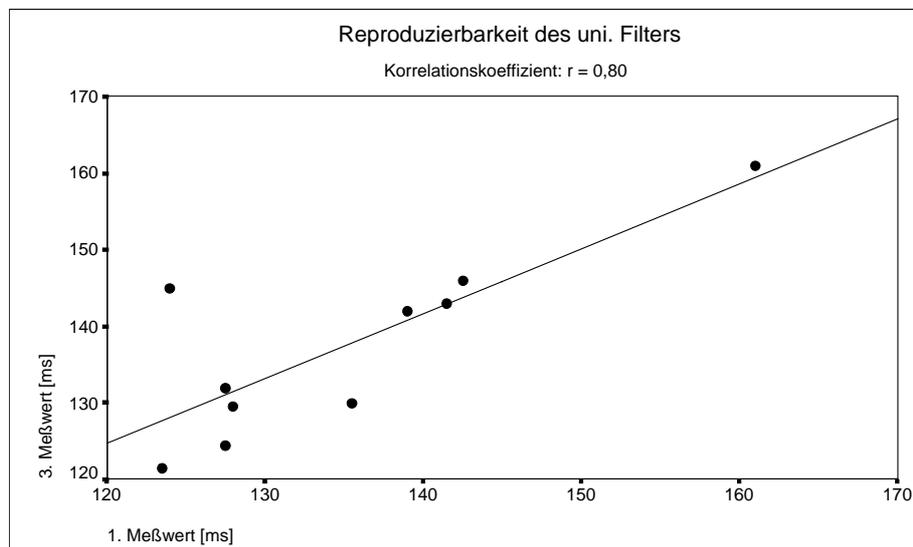


Abbildung 22: Korrelation zwischen erstem und drittem Messwert nach unidirektionaler Filterung.

4.2.3 Reproduzierbarkeit des bidirektionalen Filters

Bei dem Vergleich der ersten und zweiten Messung ergibt sich ein Korrelationskoeffizient von $r = 0.79$, zwischen erster und dritter von $r = 0.80$ (s. Tabelle 4, Abbildung 23 und Abbildung 24).

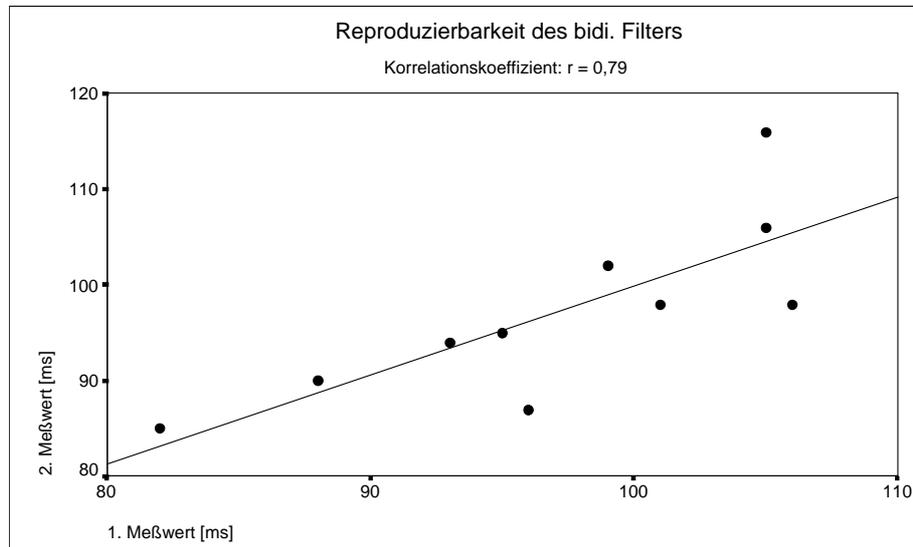


Abbildung 23: Korrelation zwischen erstem und zweitem Messwert nach bidirektionaler Filterung.

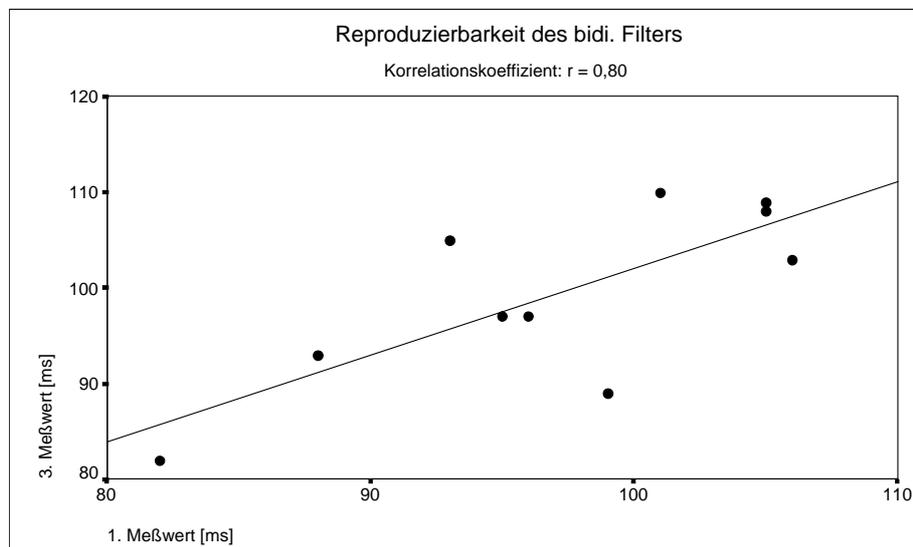


Abbildung 24: Korrelation zwischen erstem und drittem Messwert nach bidirektionaler Filterung.

4.2.4 Reproduzierbarkeit des Fir-Filters

Beim Fir-Filter erhält man für die Messung nach einer Woche einen Korrelationskoeffizienten von $r = 0.71$ in bezug auf die erste Messung (s. Abbildung 25). Korreliert man erste und dritte Messung, ergibt sich ein Wert von $r = 0.50$ (s. Abbildung 26) (s. Tabelle 4).

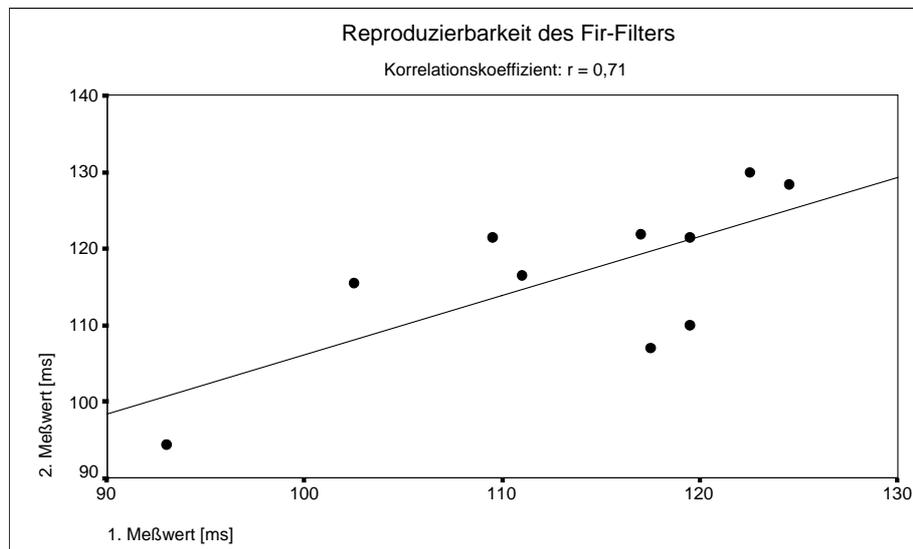


Abbildung 25: Korrelation zwischen erstem und zweitem Messwert nach Anwendung des Fir-Filters.

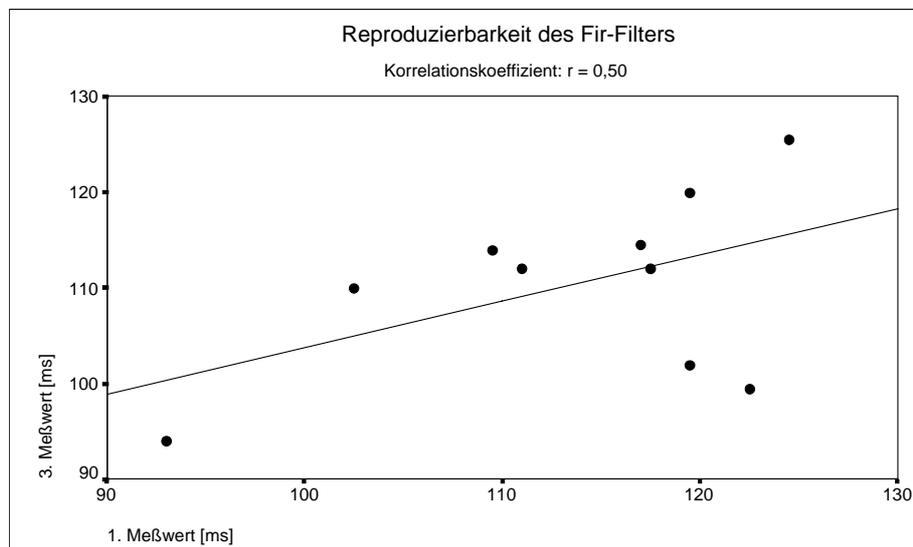


Abbildung 26: Korrelation zwischen erstem und drittem Messwert nach Anwendung des Fir-Filters.

4.2.5 Reproduzierbarkeit des Lsq-Filters

Erste und zweite Messung korrelieren mit einem Wert von $r = 0.89$, erste und dritte mit einem Wert von $r = 0.70$ (s. Tabelle 4, Abbildung 27 und Abbildung 28).

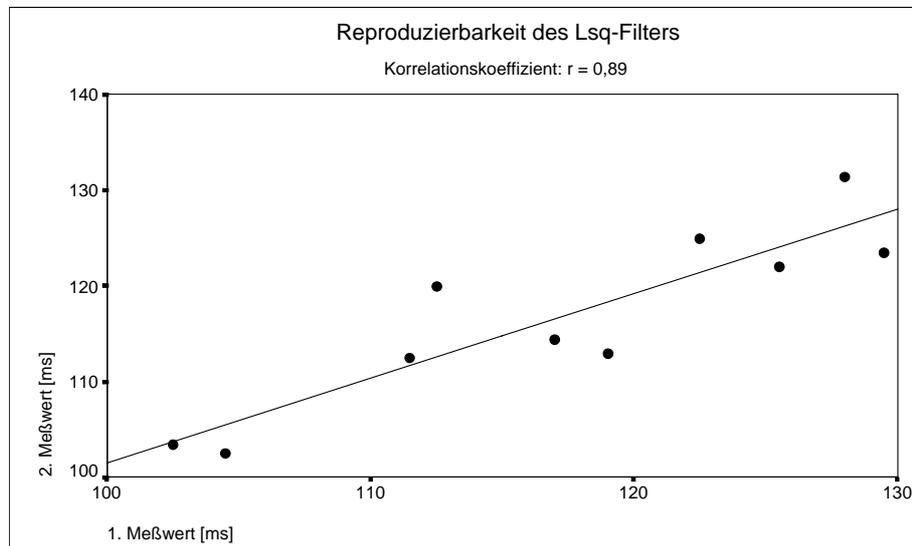


Abbildung 27: Korrelation zwischen erstem und zweitem Messwert nach Anwendung des Lsq-Filters.

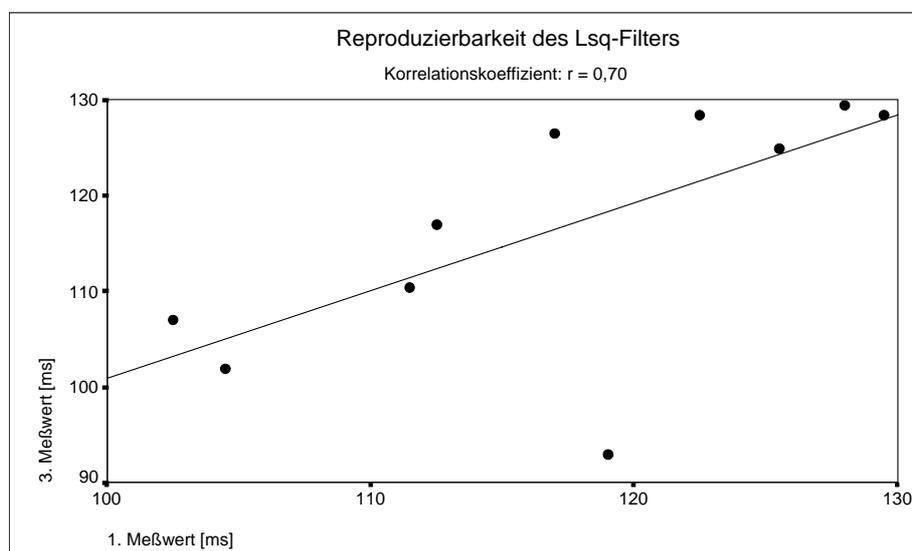


Abbildung 28: Korrelation zwischen erstem und drittem Messwert nach Anwendung des Lsq-Filters.

4.2.6 Zusammenfassung der Filterreproduzierbarkeit

Hier wird die Reliabilität der einzelnen Filter und Ableitungen, d.h. die Reproduzierbarkeit durch Wiederholungsbeurteilung, überprüft. Es werden jeweils der Korrelationskoeffizient zwischen erstem und zweitem (nach einer Woche) bzw. erstem und drittem Messwert (nach einem Monat) bestimmt (s. Tabelle 4).

	Korrelation 1. und 2. Messung	Korrelation 1. und 3. Messung
Ableitung X	0.42	0.60
Ableitung Y	0.87	0.90
Ableitung Z	0.86	0.80
unidirektionaler Filter	0.90	0.80
bidirektionaler Filter	0.79	0.80
Fir-Filter	0.71	0.50
Lsq-Filter	0.89	0.70

Tabelle 4: Korrelationskoeffizienten zwischen erster und zweiter bzw. erster und dritter Messung.

Für die Prüfung der Unterscheidbarkeit der Korrelationskoeffizienten von 0 ist der kritische Wert 0.632. Es besteht daher für alle Korrelationen außer für die Korrelationen der Ableitung X und die Korrelation der ersten und dritten Messung für den Fir-Filter eine signifikante Unterscheidung von 0.

	Korrelation 1. und 2. Messung	Korrelation 1. und 3. Messung
Ableitung X	nicht signifikant	nicht signifikant
Ableitung Y	1.33	1.475
Ableitung Z	1.29	1.10
unidirektionaler Filter	1.475	1.10
bidirektionaler Filter	1.07	1.10
Fir-Filter	0.89	nicht signifikant
Lsq-Filter	1.42	0.865

Tabelle 5: Werte nach Z-Transformation der Korrelationskoeffizienten

Nach Z-Transformation der von 0 signifikant unterschiedlichen Korrelationskoeffizienten (s. Tabelle 5) ergibt sich für keine der Differenzen ein signifikanter Unterschied ($\Delta Z \geq 1.048$).

4.3 Daten der gesunden Probanden

Zur Beschreibung der Daten der 50 gesunden Probanden wird das arithmetische Mittel des jeweiligen Parameters mit Standardabweichung, der Median mit Minimum- und Maximumwert angegeben.

4.3.1 Daten der ungefilterten Ableitungen X, Y, Z

Ableitung	Mittelwert [ms] mit Standardabweichung	Median [ms]	Minimum [ms]	Maximum [ms]
X	106 ± 13	108	72	135
Y	108 ± 10	108	93	135
Z	109 ± 11	111	81	144

Tabelle 6: Daten der gesunden Probanden für die ungefilterten Ableitungen X, Y und Z

Für die P-Wellendauer der ungefilterten Ableitung X ergibt sich ein Mittelwert von 106 ± 13 ms mit einem Minimum von 72 ms und einem Maximum von 135 ms. Der Median ist 108 ms (s. Abbildung 29 und Tabelle 6).

Bei der P-Wellendauer der ungefilterten Ableitung Y erhält man im Mittel 108 ± 10 ms mit einer Spannweite von 93 ms bis 135 ms. Der Median beträgt 108 ms (s. Abbildung 30 und Tabelle 6).

Die ungefilterte Ableitung Z hat einen durchschnittlichen Wert von 109 ± 11 ms, wobei als Minimum 81 ms und als Maximum 144 ms gemessen wurden. Der Median liegt bei 111 ms (s. Abbildung 31 und Tabelle 6).

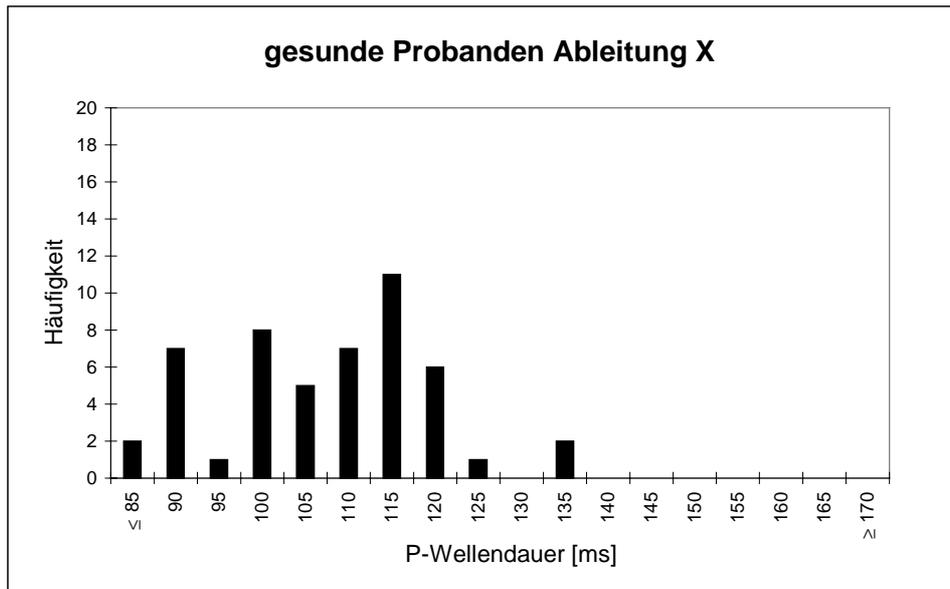


Abbildung 29: Verteilung der P-Wellendauer der gesunden Probanden in der ungefilterten Ableitung X

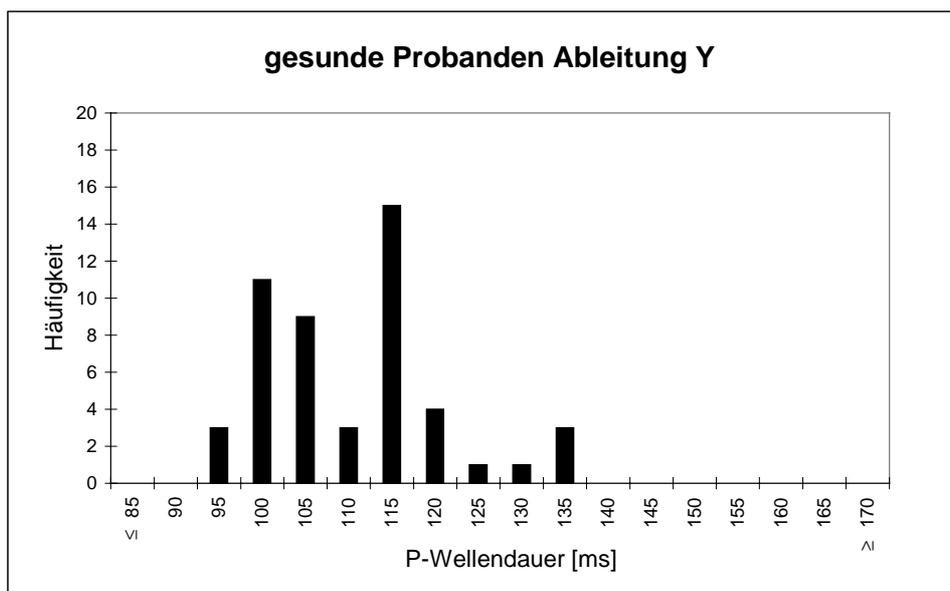


Abbildung 30: Verteilung der P-Wellendauer der gesunden Probanden in der ungefilterten Ableitung Y

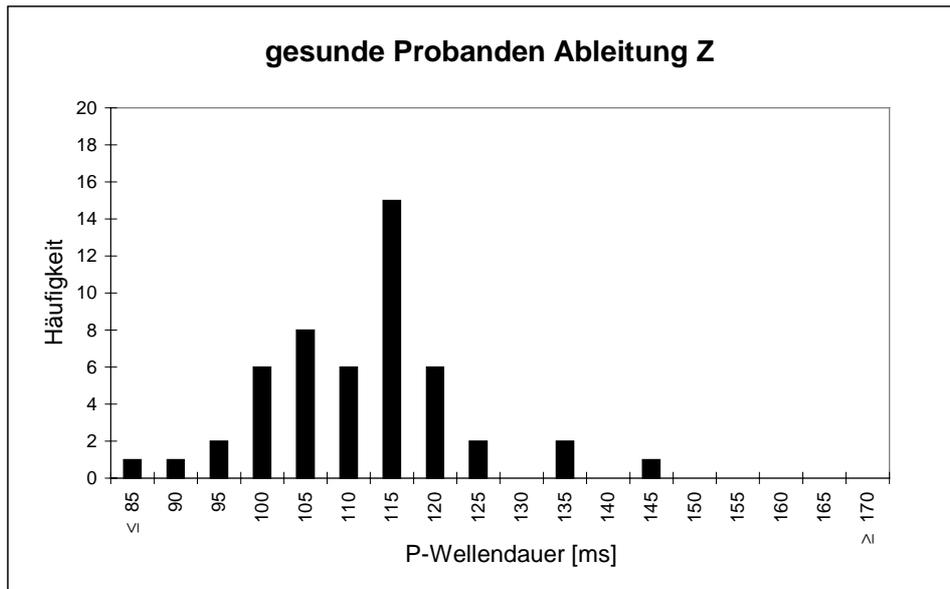


Abbildung 31: Verteilung der P-Wellendauer der gesunden Probanden in der ungefilterten Ableitung Z

4.3.2 Daten des unidirektionalen Filters

	Mittelwert [ms] mit Standardabweichung	Median [ms]	Minimum [ms]	Maximum [ms]
P-Wellendauer [ms]	134.5 ± 13.0	134.0	110.0	161.0
V10 [µV]	2.07 ± 1.61	1.55	0.23	7.42
V20 [µV]	2.78 ± 2.05	1.88	0.29	9.59
V30 [µV]	3.47 ± 2.38	2.86	0.48	11.01

Tabelle 7: Daten der gesunden Probanden für den unidirektionalen Filter

Der Mittelwert der P-Wellendauer ist 134.5 ± 13.0 ms mit einem Minimum von 110.0 ms und einem Maximum von 161.0 ms. Der Median beträgt 134.0 ms (s. Abbildung 32). Die mittlere Spannung der terminalen 10 ms der P-Welle (V10) beträgt 2.07 ± 1.61 µV bei einem Median von 1.55 µV. Das Minimum liegt bei 0.23 µV, das Maximum bei 7.42 µV. Für V20 erhält man im Mittel 2.78 ± 2.05 µV und einen Median von 1.88 µV, wobei die Daten Werte zwischen 0.29 µV und 9.59 µV annehmen. Der Mittelwert von V30 liegt bei 3.47 ± 2.38 µV und der Median bei 2.86 µV. Die Messwerte verteilen sich zwischen 0.48 µV und 11.01 µV (s. Tabelle 7).

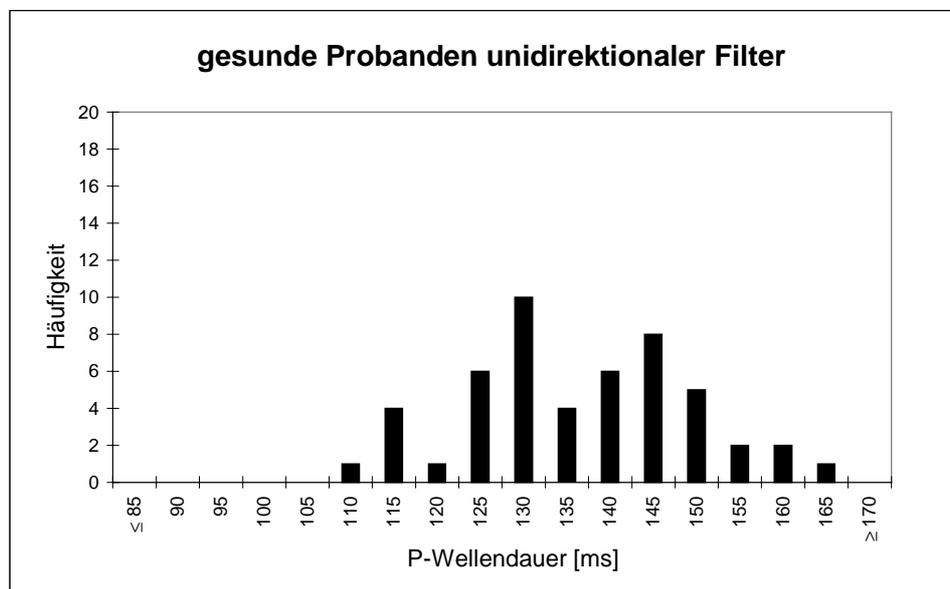


Abbildung 32: Verteilung der P-Wellendauer der gesunden Probanden bei unidirektionalem Filter

4.3.3 Daten des bidirektionalen Filters

	Mittelwert [ms] mit Standardabweichung	Median [ms]	Minimum [ms]	Maximum [ms]
P-Wellendauer [ms]	100 ± 11	102	73	123
V10 [µV]	8.78 ± 16.24	3.98	0,94	117.25
V20 [µV]	12.84 ± 15.86	5.90	1.38	108.21
V30 [µV]	17.93 ± 18.67	6.82	3.06	126.55

Tabelle 8: Daten der gesunden Probanden für den bidirektionalen Filter

Die P-Welle ist bei diesem Filter im Mittel 100 ± 11 ms lang bei einem Median von 102 ms. Das Minimum beträgt 73 ms, das Maximum 123 ms (s. Abbildung 33). Für V10 wurde ein Mittelwert von 8.78 ± 16.24 µV mit einer Spannweite von 0.94 µV bis 117.25 µV gemessen. Der Median ist 3.98 µV. Der Mittelwert von V20 beträgt 12.84 ± 15.86 µV und der Median 5.90 µV, wobei die Werte zwischen 1.38 µV und 108.21 µV schwanken. V30 erhält im Mittel 17.93 ± 18.67 µV, bei einem Median von 6.82 µV. Das Minimum ist 3.06 µV und das Maximum 126.55 µV (s. Tabelle 8).

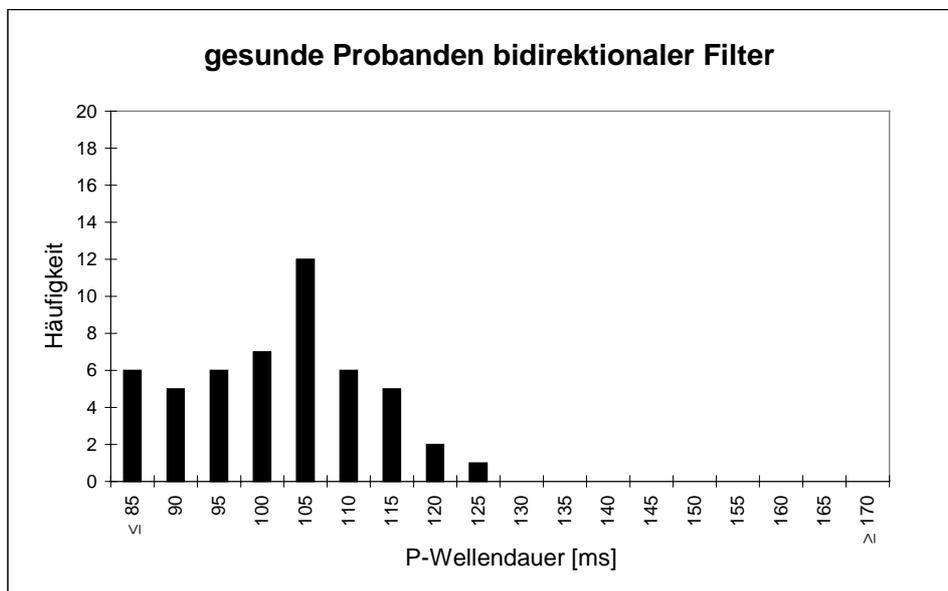


Abbildung 33: Verteilung der P-Wellendauer der gesunden Probanden bei bidirektionalem Filter

4.3.4 Daten des Fir-Filters

	Mittelwert [ms] mit Standardabweichung	Median [ms]	Minimum [ms]	Maximum [ms]
P-Wellendauer [ms]	111.5 ± 13.9	109.8	93.5	176.5
V10 [µV]	1.42 ± 0.77	1.23	0.55	5.06
V20 [µV]	2.09 ± 0.81	2.01	0.73	4.96
V30 [µV]	2.38 ± 0.74	2.34	1.07	4.52

Tabelle 9: Daten der gesunden Probanden für den Fir-Filter

Der Mittelwert der P-Wellendauer liegt bei 111.5 ± 13.9 ms mit einem Minimum bei 93.5 ms und einem Maximum bei 176.5 ms. Der Median liegt bei 109.8 ms (s. Abbildung 34). V10 beträgt im Mittel 1.42 ± 0.77 µV mit einem Median von 1.23 µV. Die Messwerte verteilen sich hier zwischen 0.55 µV und 5.06 µV. Für V20 ergibt sich im Durchschnitt 2.09 ± 0.81 µV mit einer Spannweite von 0.73 µV bis 4.96 µV. Der Median ist 2.01 µV. V30 hat einen Mittelwert von 2.38 ± 0.74 µV und einen Median von 2.34 µV. Das Minimum beträgt 1.07 µV, das Maximum 4.52 µV (s. Tabelle 9).

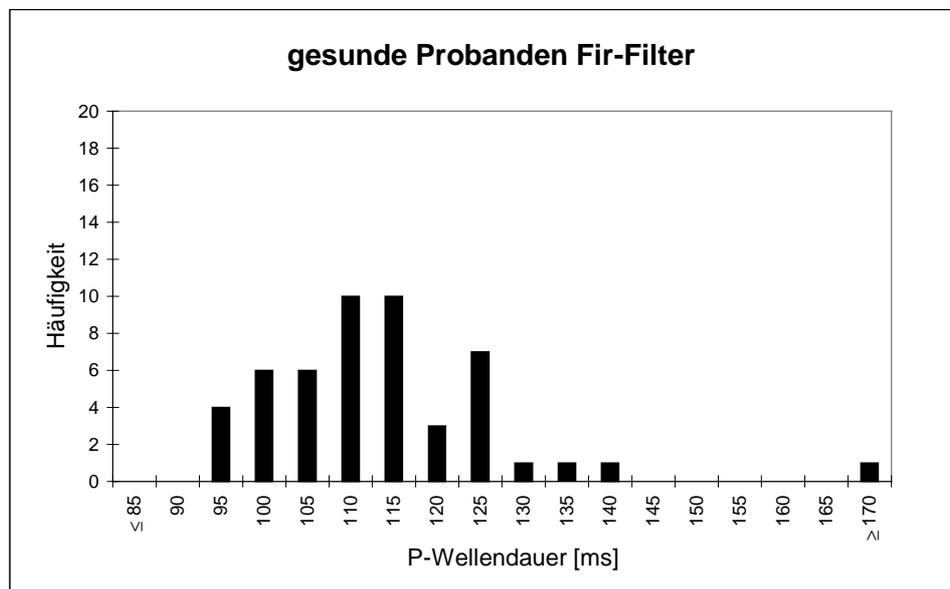


Abbildung 34: Verteilung der P-Wellendauer der gesunden Probanden bei Fir-Filter

4.3.5 Daten des Lsq-Filters

	Mittelwert [ms] mit Standardabweichung	Median [ms]	Minimum [ms]	Maximum [ms]
P-Wellendauer [ms]	113.8 ± 12.7	114.5	85.0	138.5
V10 [µV]	2.17 ± 1.05	1.90	0.95	6.32
V20 [µV]	3.33 ± 1.37	3.10	1.10	6.93
V30 [µV]	4.18 ± 1.47	3.83	1.40	7.15

Tabelle 10: Daten der gesunden Probanden für den Lsq-Filter

Für die mittlere Dauer der P-Welle wurden 113.8 ± 12.7 ms ermittelt. Der kleinste Wert liegt bei 85.0 ms und der größte bei 138.5 ms. Der Median ist 114.5 ms (s. Abbildung 35). V10 beträgt im Mittel 2.17 ± 1.05 µV mit einer Spannweite von 0.95 µV bis 6.32 µV. Der Median beträgt 1.90 µV. Der Mittelwert von V20 liegt bei 3.33 ± 1.37 µV mit einem Median von 3.10 µV. Das Minimum hat den Wert 1.10 µV, das Maximum 6.93 µV. Für V30 ergibt sich ein Mittelwert von 4.18 ± 1.47 µV und ein Median von 3.83 µV, wobei die Werte zwischen 1.40 µV und 7.15 µV schwanken (s. Tabelle 10).

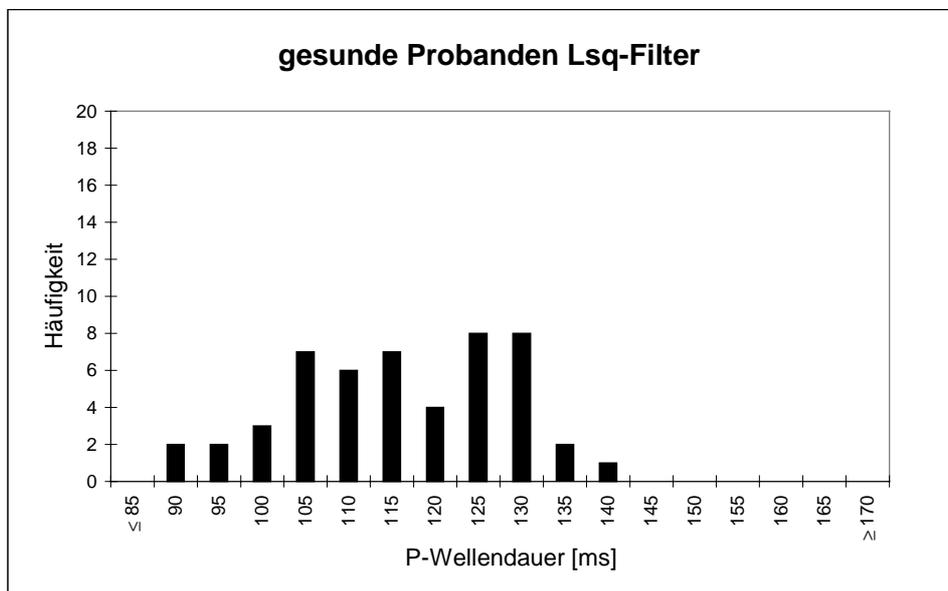


Abbildung 35: Verteilung der P-Wellendauer der gesunden Probanden bei Lsq-Filter

4.4 Daten der Patienten

Die Daten der 56 Patienten werden durch Median, arithmetisches Mittel und Standardabweichung mit Minimum und Maximum dargestellt.

4.4.1 Daten der ungefilterten Ableitungen X, Y, Z

Ableitung	Mittelwert [ms] mit Standardabweichung	Median [ms]	Minimum [ms]	Maximum [ms]
X	117 ± 14	117	81	165
Y	120 ± 13	120	90	153
Z	120 ± 14	120	90	156

Tabelle 11: Daten der Patienten für die ungefilterten Ableitungen X, Y und Z

Bei den ungefilterten Einzelableitungen ergibt sich für X ein Mittelwert der P-Wellendauer von 117 ± 14 ms und ein Median von 117 ms. Das Minimum liegt bei 81 ms, das Maximum bei 165 ms (s. Abbildung 36 und Tabelle 11).

Die P-Wellenlänge der Ableitung Y beträgt im Durchschnitt 120 ± 13 ms, wobei die Werte zwischen 90 ms und 153 ms schwanken. Der Median ist 120 ms (s. Abbildung 37 und Tabelle 11).

Der Mittelwert von Z ist 120 ± 14 ms mit einem Minimum von 90 ms und einem Maximum von 156 ms. Der Median beträgt 120 ms (s. Abbildung 38 und Tabelle 11).

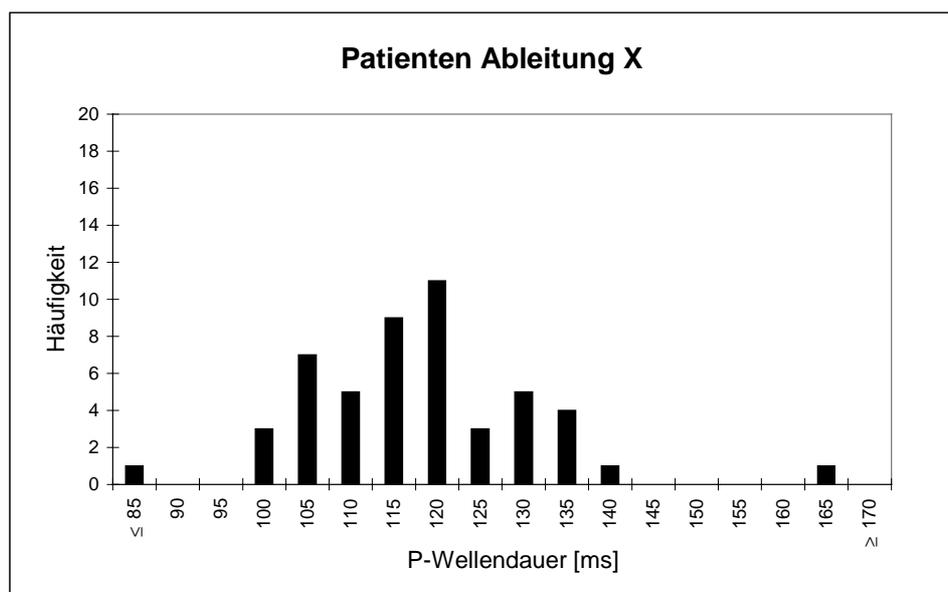


Abbildung 36: Verteilung der P-Wellendauer der Patienten in der ungefilterten Ableitung X

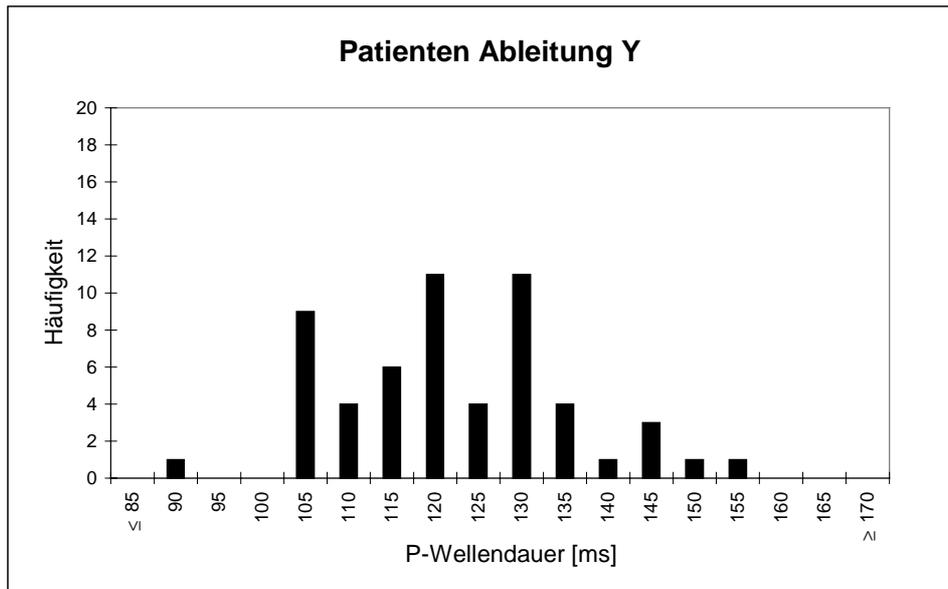


Abbildung 37: Verteilung der P-Wellendauer der Patienten in der ungefilterten Ableitung Y

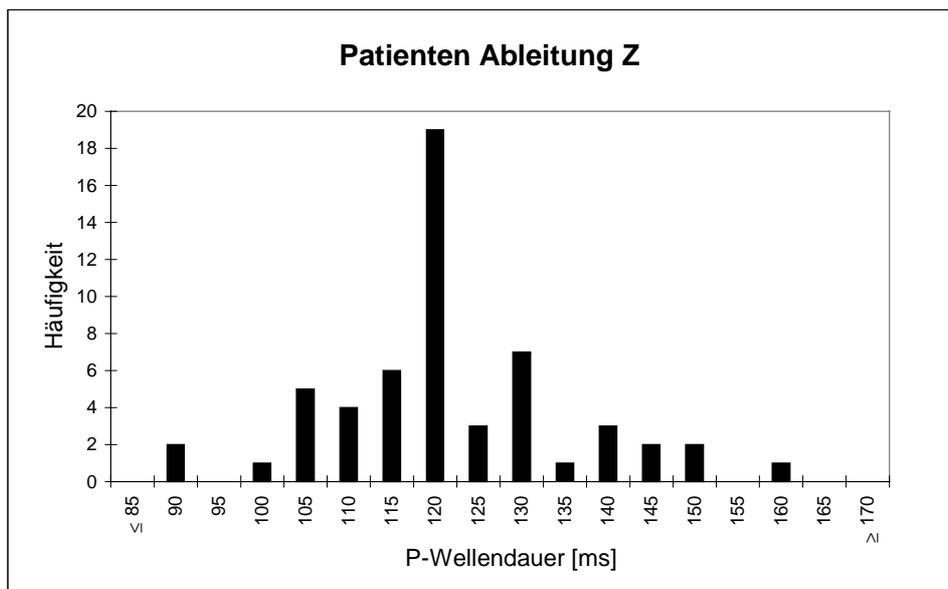


Abbildung 38: Verteilung der P-Wellendauer der Patienten in der ungefilterten Ableitung Z

4.4.2 Daten des unidirektionalen Filters

	Mittelwert [ms] mit Standardabweichung	Median [ms]	Minimum [ms]	Maximum [ms]
P-Wellendauer [ms]	143.3 ± 14.7	142.8	112.0	177.5
V10 [µV]	2.76 ± 2.52	1.98	0.84	13.10
V20 [µV]	3.34 ± 2.44	2.55	1.12	12.62
V30 [µV]	4.67 ± 2.79	3.84	1.77	14.73

Tabelle 12: Daten der Patienten für den unidirektionalen Filter

Die Dauer der P-Welle hat einen Mittelwert von 143.3 ± 14.7 ms und einen Median von 142.8 ms. Die Werte verteilen sich zwischen 112.0 ms und 177.5 ms (s. Abbildung 39). Die mittlere Spannung der letzten 10 ms V10 beträgt durchschnittlich 2.76 ± 2.52 µV. Als Minimum wird 0.84 µV und als Maximum 13.10 µV bestimmt. Der Median liegt bei 1.98 µV. Der Mittelwert von V20 ist 3.34 ± 2.44 µV mit einem Median von 2.55 µV, wobei die Werte zwischen 1.12 µV und 12.62 µV schwanken. Für V30 errechnet sich ein Mittelwert von 4.67 ± 2.79 µV mit einer Spannweite von 1.77 µV bis 14.73 µV. Der Median beträgt 3.84 µV (s. Tabelle 12).

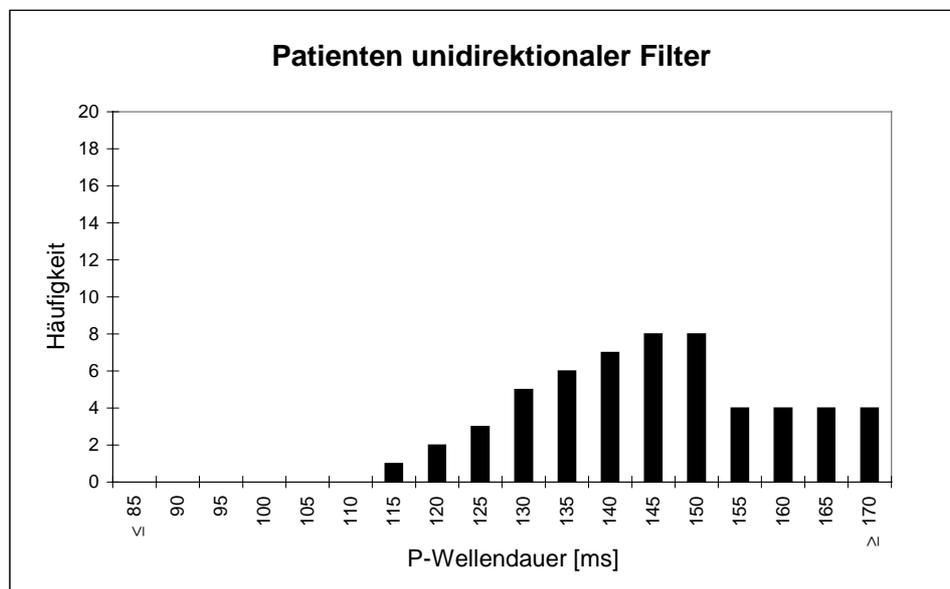


Abbildung 39: Verteilung der P-Wellendauer der Patienten bei unidirektionalem Filter

4.4.3 Daten des bidirektionalen Filters

	Mittelwert [ms] mit Standardabweichung	Median [ms]	Minimum [ms]	Maximum [ms]
P-Wellendauer [ms]	122 ± 11	121	97	141
V10 [μV]	8.78 ± 16.24	3.99	0.94	117.25
V20 [μV]	12.84 ± 15.86	7.33	1.38	108.21
V30 [μV]	17.93 ± 18.67	12.82	3.06	126.55

Tabelle 13: Daten der Patienten für den bidirektionalen Filter

Bei diesem Filter erhält man als Mittelwert der P-Wellendauer 122 ± 11 ms mit einer Schwankungsbreite zwischen 97 ms und 141 ms. Der Median beträgt 121 ms (s. Abbildung 40). Für V10 errechnet sich ein Mittelwert von 8.78 ± 16.24 μV und ein Median von 3.99 μV . Das Minimum liegt bei 0.94 μV , das Maximum bei 117.25 μV . V20 beträgt 12.84 ± 15.86 μV im Durchschnitt und schwankt zwischen 1.38 μV und 108.21 μV . Der Median ist 7.33 μV . Der Mittelwert von V30 ist 17.93 ± 18.67 μV mit einem Minimum von 3.06 μV und einem Maximum von 126.55 μV . Der Median liegt bei 12.82 μV (s. Tabelle 13).

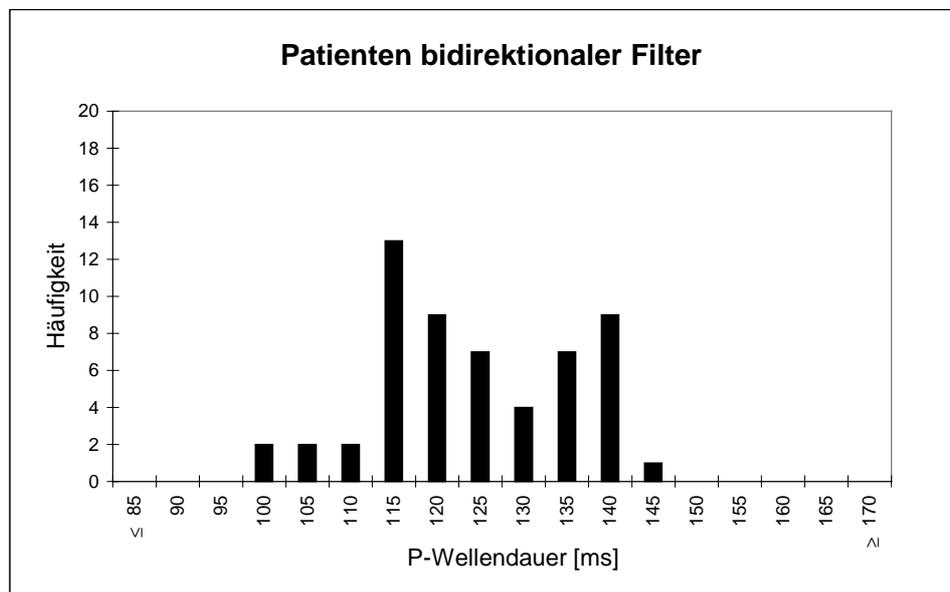


Abbildung 40: Verteilung der P-Wellendauer der Patienten bei bidirektionalem Filter

4.4.4 Daten des Fir-Filters

	Mittelwert [ms] mit Standardabweichung	Median [ms]	Minimum [ms]	Maximum [ms]
P-Wellendauer [ms]	133.2 ± 15.3	133.5	92.5	164.5
V10 [µV]	1.16 ± 0.72	0.98	0.23	3.64
V20 [µV]	1.65 ± 0.97	1.47	0.29	4.75
V30 [µV]	2.04 ± 1.00	1.90	0.48	4.77

Tabelle 14: Daten der Patienten für den Fir- Filter

Die P-Wellendauer liegt im Mittel bei 133.2 ± 15.3 ms und der Median bei 133.5 ms. Das Minimum ist 92.5 ms, das Maximum 164.5 ms (s. Abbildung 41). V10 beträgt im Mittel 1.16 ± 0.72 µV und schwankt zwischen 0.23 µV und 3.64 µV. Der Median ist 0.98 µV. Der Mittelwert von V20 ergibt 1.65 ± 0.97 µV mit einer Spannweite von 0.29 µV bis 4.75 µV. Der Median liegt bei 1.47 µV. Die mittlere Spannung von V30 wurde mit 2.04 ± 1.00 µV berechnet. Das Minimum liegt bei 0.48 µV, das Maximum bei 4.77 µV. Der Median beträgt 1.90 µV (s. Tabelle 14).

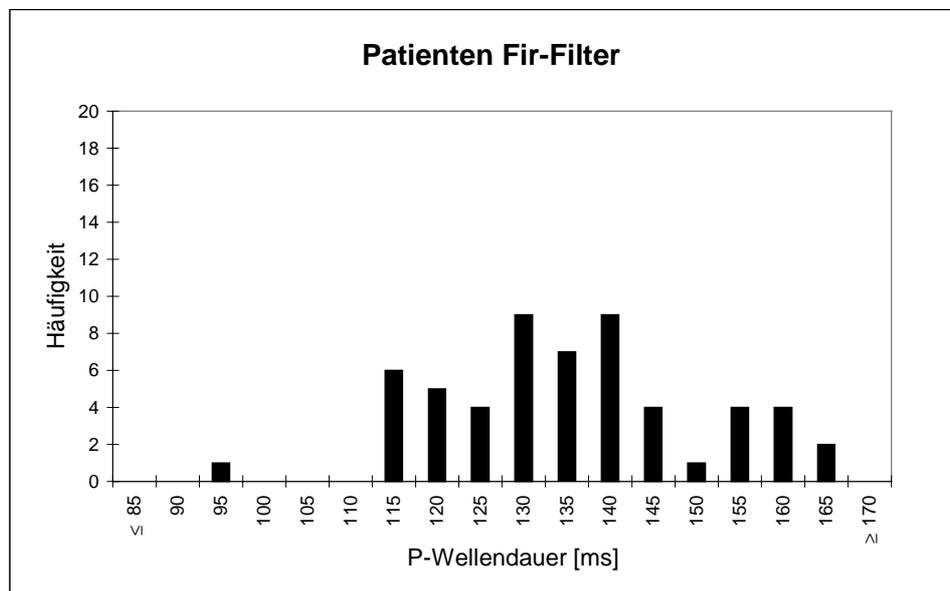


Abbildung 41: Verteilung der P-Wellendauer der Patienten bei Fir-Filter

4.4.5 Daten des Lsq-Filters

	Mittelwert [ms] mit Standardabweichung	Median [ms]	Minimum [ms]	Maximum [ms]
P-Wellendauer [ms]	128.0 ± 13.7	126.3	93.5	152.0
V10 [μV]	1.58 ± 0.99	1.21	0.62	5.95
V20 [μV]	2.47 ± 1.20	2.20	1.00	5.95
V30 [μV]	3.30 ± 1.59	2.98	1.30	9.93

Tabelle 15: Daten der Patienten für den Lsq-Filter

Der Mittelwert der P-Wellendauer ist 128.0 ± 13.7 ms und der Median 126.3 ms. Das Minimum beträgt 93.5 ms, das Maximum 152.0 ms (s. Abbildung 42). Im Mittel errechnet sich für V10 ein Wert von 1.58 ± 0.99 μV mit einem Median von 1.21 μV, wobei die Werte sich zwischen 0.62 μV und 5.95 μV verteilen. V20 liegt im Mittel bei 2.47 ± 1.20 μV bei einem Minimum von 1.00 μV und einem Maximum von 5.95 μV. Der Median ist 2.20 μV. Für V30 ergeben sich im Mittel 3.30 ± 1.59 μV. Der Median liegt bei 2.98 μV. Der kleinste Wert beträgt 1.30 μV, der größte Wert 9.93 μV (s. Tabelle 15).

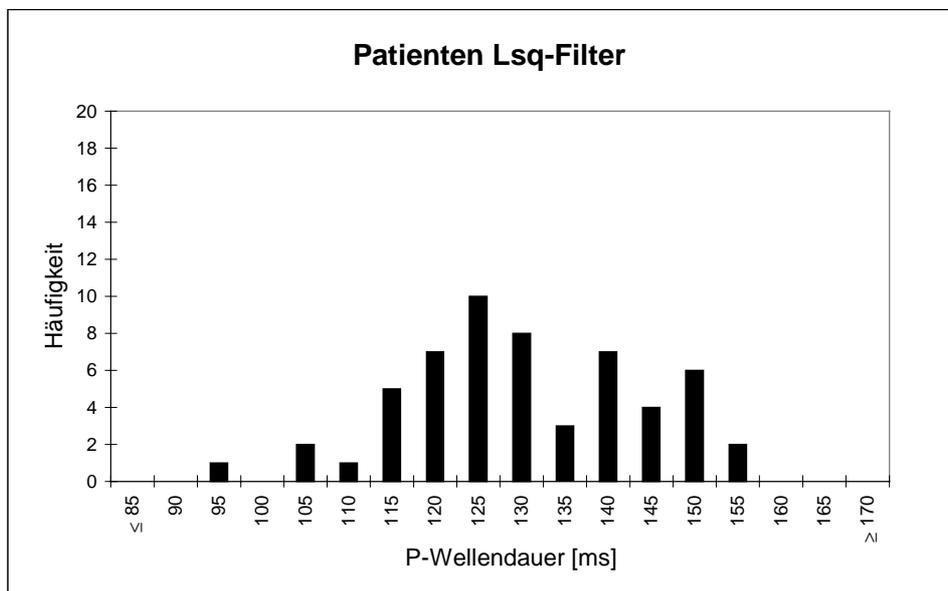


Abbildung 42: Verteilung der P-Wellendauer der Patienten bei Lsq-Filter

4.5 Vergleich der gesunden Probanden und der Patienten

4.5.1 Ungefilterte Ableitungen X, Y, Z

Die P-Wellendauer in der X Ableitung ist bei den Patienten im Mittel um 11 ms länger als bei den Probanden. Der Unterschied in der Y Ableitung beträgt 12 ms, in der Z Ableitung 11 ms (s. Abbildung 43, Abbildung 44 und Abbildung 45).

Für alle drei Ableitungen X, Y und Z ergibt sich ein signifikantes Ergebnis im Mann-Whitney Test (s. Tabelle 16).

	Probanden	Patienten	p-Wert	Signifikanz
P-Wellendauer X	108 ms	117 ms	0.00001	signifikant
P-Wellendauer Y	108 ms	120 ms	0.00001	signifikant
P-Wellendauer Z	111 ms	120 ms	0.00001	signifikant

Tabelle 16: P-Wellendauer (Median) der Probanden und Patienten in den ungefilterten Ableitungen

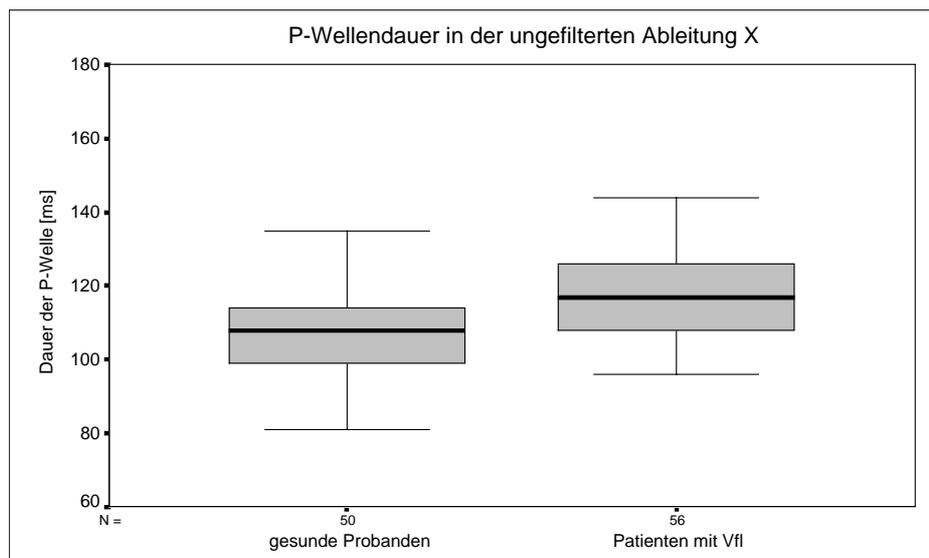


Abbildung 43: Darstellung der P-Wellendauer der gesunden Probanden und der Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern in der ungefilterten Ableitung X

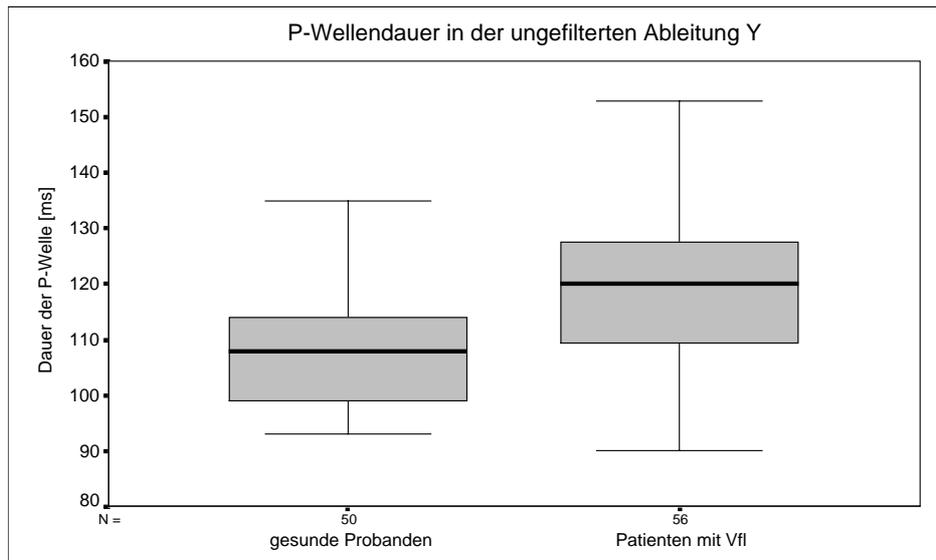


Abbildung 44: Darstellung der P-Wellendauer der gesunden Probanden und der Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern in der ungefilterten Ableitung Y

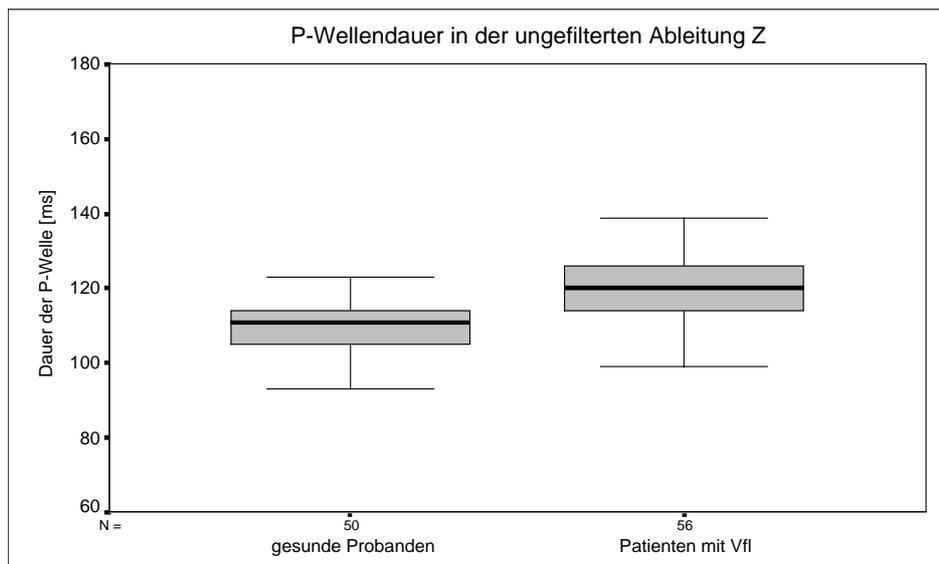


Abbildung 45: Darstellung der P-Wellendauer der gesunden Probanden und der Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern in der ungefilterten Ableitung Z

4.5.2 Unidirektionaler Filter

Für die Patienten wurde eine um 8.8 ms längere mittlere P-Wellendauer errechnet als für die gesunden Probanden (s. Abbildung 46). Bei V10 ergibt sich für die Patienten ein um $0.69 \mu\text{V}$ größerer Wert. V20 unterscheidet sich um $0.56 \mu\text{V}$, V30 um $1.2 \mu\text{V}$.

Einen signifikanten Unterschied erhält man lediglich für die P-Wellendauer und bei V30. Die Werte von V10 und V20 sind nicht signifikant unterschiedlich. Die Überschreitungswahrscheinlichkeit liegt über dem Signifikanzniveau (s. Tabelle 17).

	Probanden	Patienten	p-Wert	Signifikanz
P-Wellendauer	134.0 ms	142.8 ms	0.0032	signifikant
V10	$1.55 \mu\text{V}$	$1.98 \mu\text{V}$	0.0610	nicht signifikant
V20	$1.88 \mu\text{V}$	$2.55 \mu\text{V}$	0.0764	nicht signifikant
V30	$2.86 \mu\text{V}$	$3.84 \mu\text{V}$	0.0057	signifikant

Tabelle 17: P-Wellendauer (Median) der Probanden und Patienten bei unidirektionalem Filter

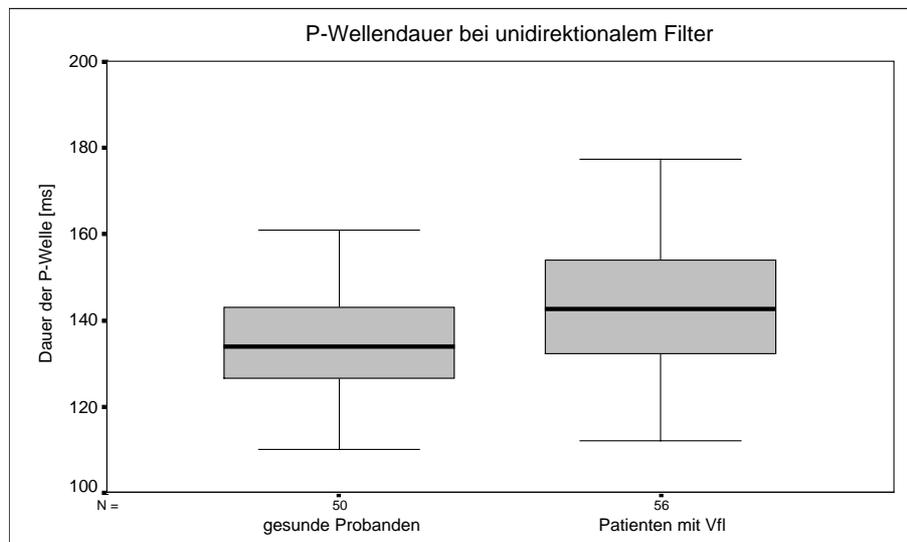


Abbildung 46: Darstellung der P-Wellendauer der gesunden Probanden und der Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern bei unidirektionalem Filter

4.5.3 Bidirektionaler Filter

Die P-Wellendauer der Patienten ist im Mittel um 22 ms länger als die der gesunden Probanden (s. Abbildung 47). Der Unterschied zwischen Probanden und Patienten bei V10 ist $3.57 \mu\text{V}$, bei V20 $5.44 \mu\text{V}$ und bei V30 $8.55 \mu\text{V}$, wobei die mittlere Spannung der Patienten höher ist. In der statistischen Auswertung ergibt sich für alle außer V10 ein signifikantes Ergebnis (s. Tabelle 18).

	Probanden	Patienten	p-Wert	Signifikanz
P-Wellendauer	102 ms	121 ms	0.00001	signifikant
V10	$3.98 \mu\text{V}$	$3.99 \mu\text{V}$	0.2366	nicht signifikant
V20	$5.90 \mu\text{V}$	$7.33 \mu\text{V}$	0.0302	signifikant
V30	$6.82 \mu\text{V}$	$12.82 \mu\text{V}$	0.0003	signifikant

Tabelle 18: P-Wellendauer (Median) der Probanden und Patienten bei bidirektionalem Filter

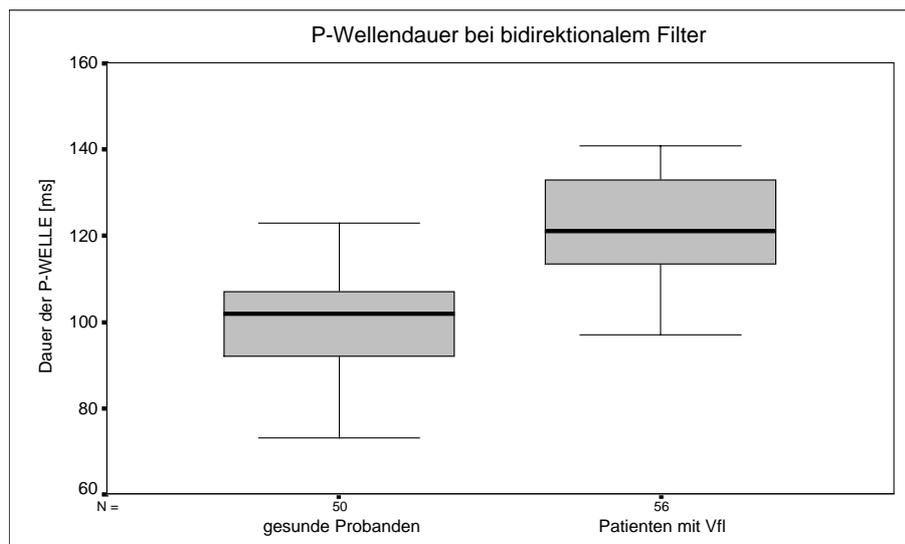


Abbildung 47: Darstellung der P-Wellendauer der gesunden Probanden und der Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern bei bidirektionalem Filter

4.5.4 Fir-Filter

Die P-Welle der Patienten ist im Mittel um 21.7 ms länger als die P-Welle der Probanden (s. Abbildung 48). Der Mittelwert von V10 liegt bei den Patienten um 0.26 μV , von V20 um 0.44 μV und von V30 um 0.34 μV niedriger als bei den Probanden.

Für alle Faktoren ist der Unterschied signifikant (s. Tabelle 19).

	Probanden	Patienten	p-Wert	Signifikanz
P-Wellendauer	109.8 ms	133.5 ms	0.00001	signifikant
V10	1.23 μV	0.98 μV	0.0214	signifikant
V20	2.01 μV	1.47 μV	0.0016	signifikant
V30	2.34 μV	1.90 μV	0.0079	signifikant

Tabelle 19: P-Wellendauer (Median) der Probanden und Patienten bei dem Fir-Filter

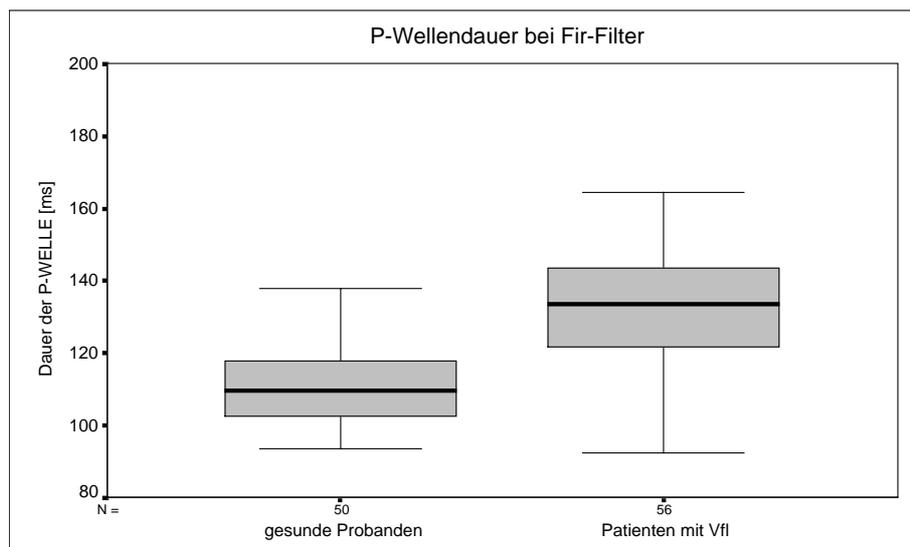


Abbildung 48: Darstellung der P-Wellendauer der gesunden Probanden und der Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern bei Fir-Filter

4.5.5 Lsq-Filter

Für die Patienten erhält man eine um 14.2 ms längere P-Welle als für die Probanden (s. Abbildung 49). Bei V10 ergibt sich ein um 0.59 μV kleinerer Wert für die Patienten. Ebenso ist der Wert von V20 um 0.86 μV und von V30 um 0.88 μV geringer als bei den Probanden.

Die Unterschiede zwischen Patienten und gesunden Probanden sind bei allen Messungen signifikant (s. Tabelle 20).

	Probanden	Patienten	p-Wert	Signifikanz
P-Wellendauer	114.5 ms	126.3 ms	0.00001	signifikant
V10	1.90 μV	1.21 μV	0.0001	signifikant
V20	3.10 μV	2.20 μV	0.0004	signifikant
V30	3.83 μV	2.98 μV	0.0007	signifikant

Tabelle 20: P-Wellendauer (Median) der Probanden und Patienten bei dem Lsq-Filter

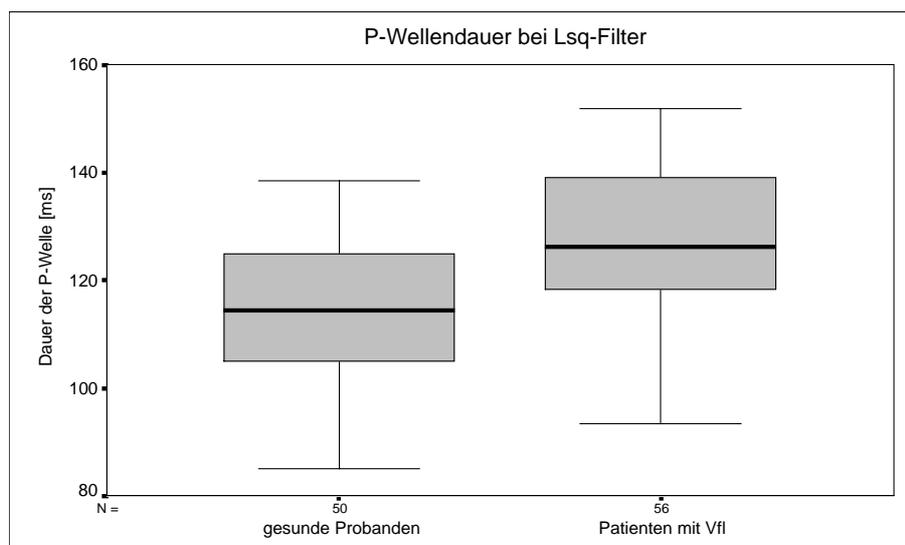


Abbildung 49: Darstellung der P-Wellendauer der gesunden Probanden und der Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern bei Lsq-Filter

4.6 Sensitivität und Spezifität bei verschiedenen Grenzwerten zwischen pathologischer und nicht pathologischer P-Wellendauer

Dieser Vergleich soll bei der Festlegung eines geeigneten Grenzwertes zwischen pathologischen und nicht pathologischen Werten behilflich sein. Im folgenden wurden Sensitivität und Spezifität für verschiedene, beliebig festgesetzte Grenzwerte im Abstand von 5 ms bestimmt. Beim Auftragen der Sensitivität und Spezifität über die Grenzwerte in einem Koordinatensystem erhält man zwei Kurven, die genau einen Schnittpunkt besitzen. Dieser Schnittpunkt ergibt den geeigneten Grenzwert, da sowohl Sensitivität als auch Spezifität möglichst hohe Werte erreichen.

4.6.1 Unidirektionaler Filter

Grenzwert	120 ms	125 ms	130 ms	135 ms	140 ms	145 ms	150 ms	155 ms
Sensitivität	0.95	0.89	0.82	0.73	0.57	0.45	0.27	0.21
Spezifität	0.10	0.22	0.38	0.52	0.64	0.78	0.88	0.92

Tabelle 21: Auflistung der Sensitivität und Spezifität bei verschiedenen Grenzwerten für den unidirektionalen Filter

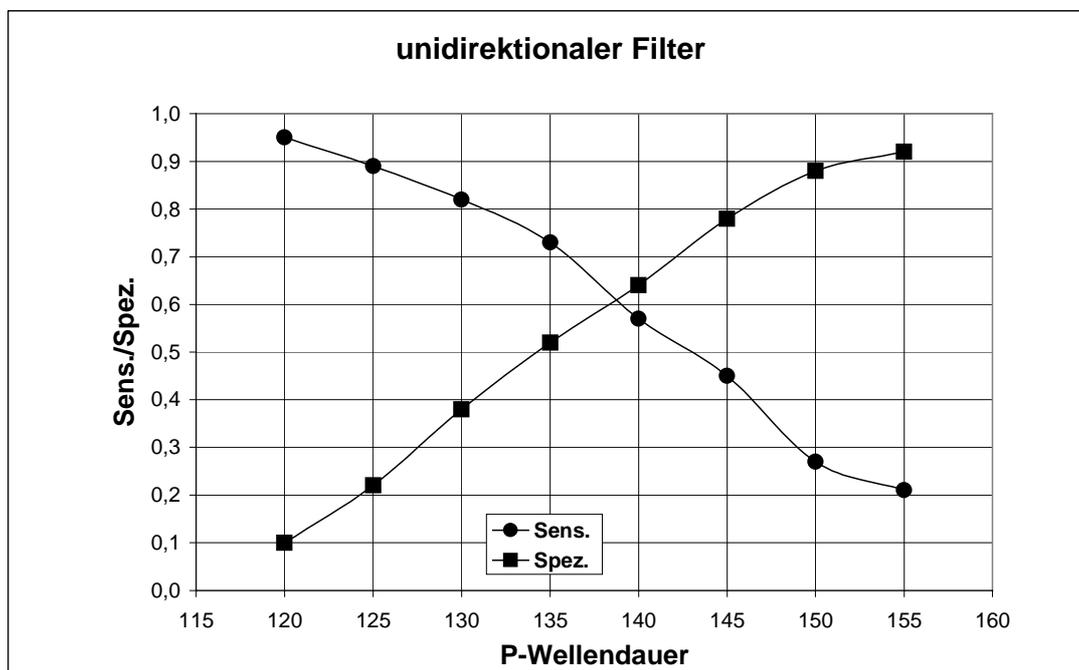


Abbildung 50: Sensitivität und Spezifität bei unidirektionalem Filter

Der Schnittpunkt der beiden Kurven liegt für die Dauer der P-Welle bei 138.5 ms (s. Abbildung 50, Tabelle 21). Mit diesem Wert als Grenzwert unterscheidet der unidirektionale Filter Gesunde und Patienten mit paroxysmalem Vorhofflimmern mit einer Sensitivität und einer Spezifität von je 0.61.

4.6.2 Bidirektionaler Filter

Grenzwert	100 ms	105 ms	110 ms	115 ms	120 ms	125 ms
Sensitivität	0.97	0.97	0.89	0.68	0.52	0.41
Spezifität	0.46	0.68	0.80	0.94	0.98	1.00

Tabelle 22: Auflistung der Sensitivität und Spezifität bei verschiedenen Grenzwerten für den bidirektionalen Filter

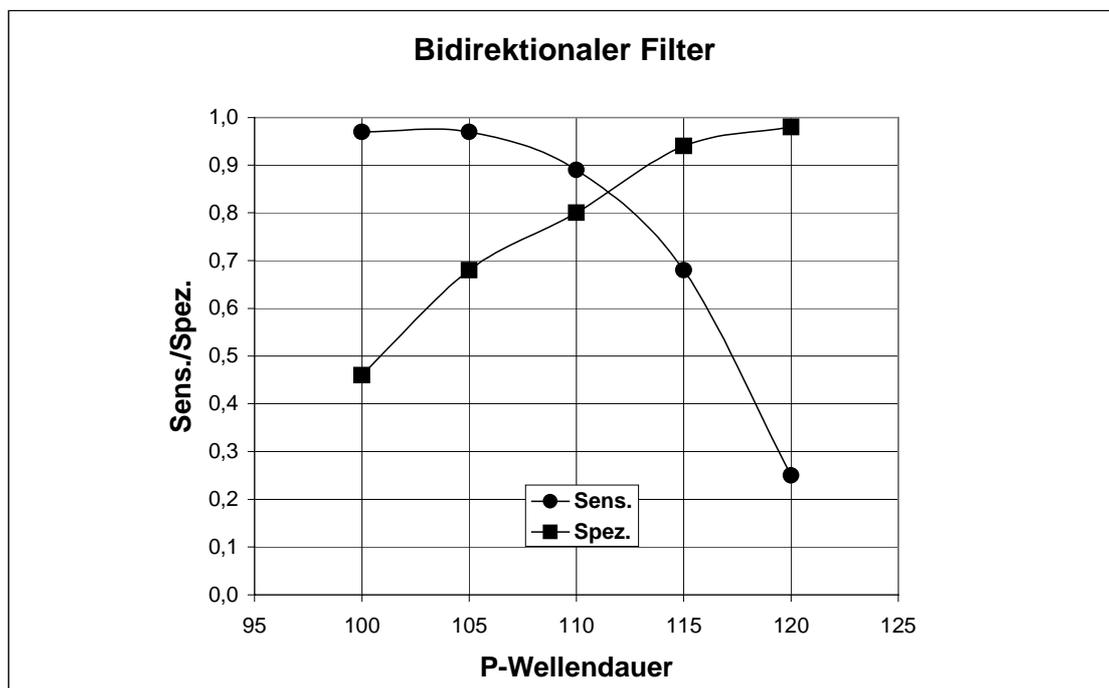


Abbildung 51: Sensitivität und Spezifität bei bidirektionalem Filter

Die Kurven von Sensitivität und Spezifität haben bei einer P-Wellendauer von 111 ms einen Schnittpunkt (s. Abbildung 51, Tabelle 22). Nimmt man 111 ms als Grenze zwischen nicht pathologischer und pathologischer P-Wellendauer, ergibt sich für den bidirektionalen Filter eine Sensitivität sowie eine Spezifität von 0.84.

4.6.3 Fir-Filter

Grenzwert	100 ms	105 ms	110 ms	115 ms	120 ms	125 ms	130 ms
Sensitivität	0.98	0.98	0.98	0.88	0.80	0.71	0.55
Spezifität	0.20	0.28	0.50	0.66	0.76	0.92	0.94

Tabelle 23: Auflistung der Sensitivität und Spezifität bei verschiedenen Grenzwerten für den Fir-Filter

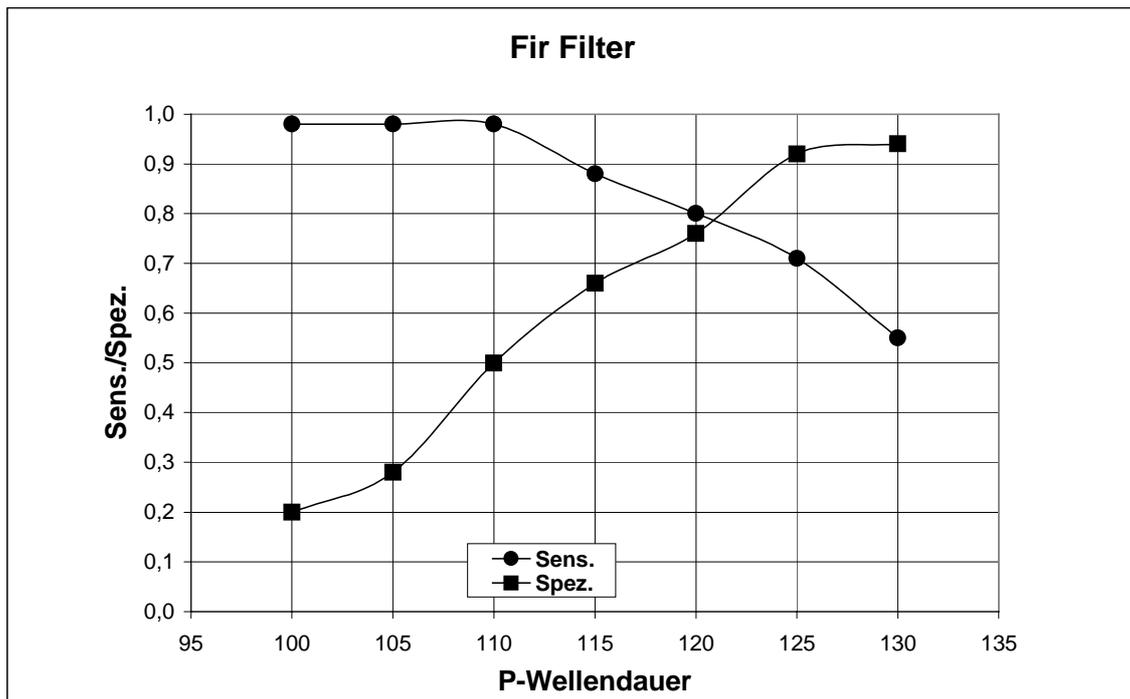


Abbildung 52: Sensitivität und Spezifität bei Fir-Filter

Trennt man Gesunde und Kranke bei einer P-Wellendauer von 121 ms (Schnittpunkt der Kurven) nehmen Sensitivität und Spezifität für den Fir-Filter einen Wert von 0.79 an (s. Abbildung 52, Tabelle 23).

4.6.4 Lsq-Filter

Grenzwert	105 ms	110 ms	115 ms	120 ms	125 ms	130 ms	135 ms
Sensitivität	0.95	0.93	0.84	0.73	0.57	0.41	0.36
Spezifität	0.24	0.40	0.46	0.60	0.74	0.94	0.98

Tabelle 24: Auflistung der Sensitivität und Spezifität bei verschiedenen Grenzwerten für den Lsq-Filter

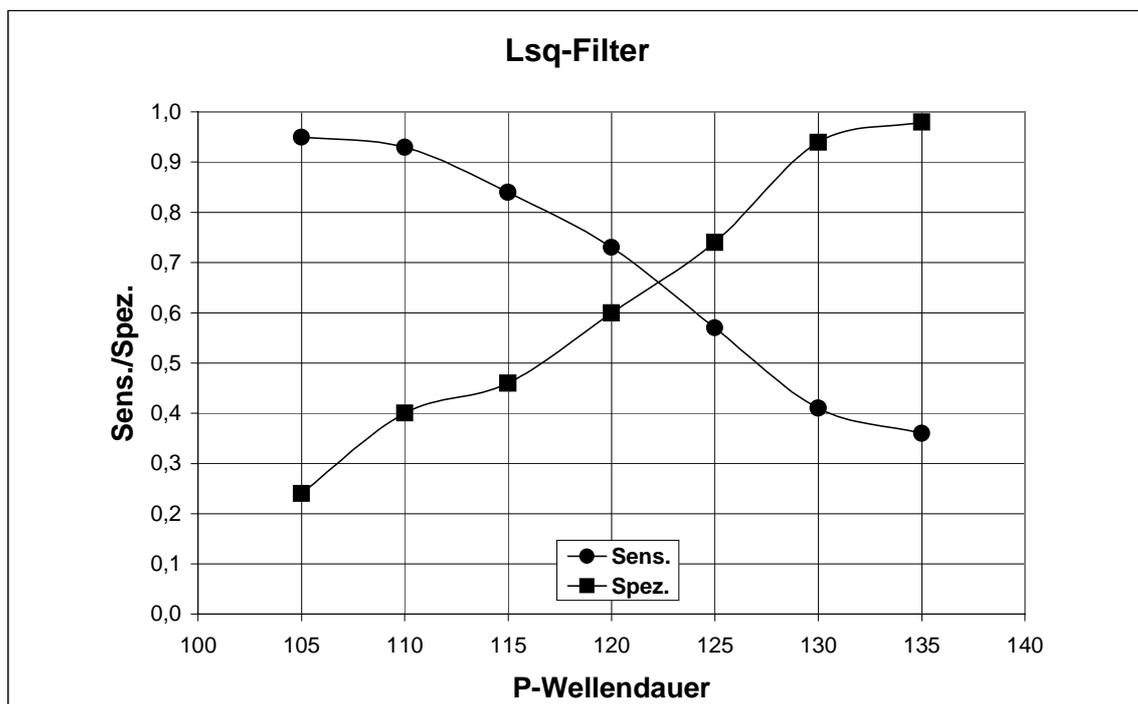


Abbildung 53: Sensitivität und Spezifität bei Lsq-Filter

Als Schnittpunkt der beiden Kurven erhält man eine P-Wellendauer von 122 ms (s. Abbildung 53, Tabelle 24). Unterscheidet man nicht pathologische und pathologische Werte anhand dieses Punktes, so ergibt sich eine Sensitivität und auch Spezifität von 0.67 für den Lsq-Filter.

5 Diskussion

Das Signalmittelungs-EKG wird seit längerer Zeit zur Risikostratifizierung von Patienten nach Myokardinfarkt eingesetzt. Für die dabei verwendeten Parameter des QRS-Komplexes wurde durch das „Task Force Committee“ der europäischen Gesellschaft für Kardiologie Standards festgelegt (2). Um nun die signalgemittelte Messung der P-Welle zur Risikoeinschätzung von Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern einsetzen zu können, wäre eine Festlegung der geeigneten Messmethode und Filtertechnik nötig. Verschiedene Arbeitsgruppen haben bereits die P-Welle im Signalmittelungs-EKG untersucht. Dabei wurden oft keine Aussagen zur verwendeten Filtertechnik gemacht (6, 7, 10, 14, 16, 19, 25, 30, 45, 52, 54), oder ein einzelner Filter angewandt (4, 5, 18, 24, 33, 44, 48, 51). Daher sind diese Untersuchungen untereinander nicht vergleichbar. Auch die verwendeten Messsysteme (Predictor-System, 1200 EPX, VGM-3000, HIPEC 200 Analyser) führen zu unterschiedlichen Ergebnissen.

Ausgehend von den in der Literatur angegebenen Verfahren, sollen in der vorliegenden Studie die am häufigsten verwendeten Filter (unidirektionaler, bidirektionaler, Fir- und Lsq-Filter) hinsichtlich ihrer Unterscheidungsfähigkeit zwischen gesunden Probanden und Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern verglichen werden, um einen vermuteten Zusammenhang zwischen Vorhofflimmern und der P-Wellendauer aufzuzeigen. Für den Nachweis eines signifikanten Unterschiedes zwischen den beiden Gruppen in Bezug auf die P-Welle sollen geeignete Grenzwerte der P-Wellendauer als Hinweis auf intermittierendes Vorhofflimmern ermittelt werden. Das Erreichen dieser Zielsetzung ist nur auf der Grundlage einer reliablen Methodik und für valide Parameter möglich.

Um Aussagen über die Reproduzierbarkeit der Messdaten machen zu können, müssen wiederholte Messungen an der gleichen Person und Auswertungen gleicher Messdaten durch verschiedene Beobachter durchgeführt werden.

Als Grundlage der vorliegenden Studie dienen eigene Voruntersuchungen. Hofmann et.al. (20) untersuchten mit dem Predictor-System und der Methode nach Simson 40 gesunde Probanden. Bei Verwendung des unidirektionalen Filters ergab sich für die Korrelation der ersten und zweiten Messung (nach einer Woche) ein Korrelationskoeffizient von $r=0.90$, für die Korrelation der ersten und dritten Messung (nach einem Monat) ein $r=0.91$. Der bidirektionale Filter zeigte einen Korrelationskoeffizienten von $r=0.84$ für die erste und zweite Messung, sowie $r=0.80$ für die erste und dritte Messung. Bei der Untersuchung des Fir-Filters betrug die Korrelation $r=0.70$ für die erste und zweite und $r=0.50$ für die erste und dritte Messung. Der Vergleich der Messungen mit dem Lsq-Filter zeigte einen Korrelationskoeffizienten $r=0.77$ für die Korrelation der ersten mit der zweiten Messung, $r=0.55$ für die Korrelation der ersten mit der dritten Messung. Für den unidirektionalen und

den bidirektionalen Filter zeigten sich bei Hofmann et.al. bessere Reproduzierbarkeiten als bei dem Fir- und Lsq-Filter.

In vergleichbaren Arbeiten von Stafford et.al. (42) und von Ehlert et.al. (9) erfolgte die zweite Messung sofort nach der ersten, die dritte eine Woche später.

Stafford et.al. (42) untersuchten 10 Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern und 10 gesunde Kontrollpersonen. Dabei verwendeten sie den bidirektionalen Filter, wobei die Dauer der P-Welle automatisch festgelegt wurde. Der verwendete Gerätetyp wurde nicht genauer spezifiziert. Es ergab sich ein Korrelationskoeffizient von $r=0.89$ bei der sofortigen Messwiederholung und ein Korrelationskoeffizient von $r=0.87$ bei der Messung nach einer Woche.

Ehlert et.al. (9) verwendeten den Predictor der Corazonix Corporation mit einem Lsq-Filter. Die P-Wellendauer wurde manuell bestimmt. Untersucht wurden 8 gesunde Kontrollpersonen, eine Gruppe mit kardialen Vorerkrankungen ohne Vorhofflimmern (11 Personen) und 9 Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern. Es ergaben sich Korrelationskoeffizienten von $r=0.92$ nach sofortiger Wiederholung und $r=0.84$ bei Messung nach einer Woche.

Yamada et.al. (53) beschrieben eine gute Reproduzierbarkeit ($r=0.96$) noch nach einem Jahr unter Verwendung eines nicht genauer charakterisierten Bandpassfilters (40-300 Hz). Untersucht wurden 138 Patienten mit verschiedenen supraventrikulären Rhythmusstörungen und eine Kontrollgruppe von 23 Personen. Bei einem Zeitabstand von mehr als zwei Jahren sankt die Reproduzierbarkeit signifikant. Yamada vermutete, dass diese Variabilität des Signalmittelungs-EKG unter Umständen durch eine Veränderung der P-Welle bedingt war, die mit zunehmendem Alter auftrat (53).

In der vorliegenden Studie ist die Übereinstimmung zwischen erster und zweiter Messung (nach einer Woche) mit Ausnahme der ungefilterten Ableitung Y und des bidirektionalen Filters besser als die zwischen der ersten und der dritten Messung (nach einem Monat). Alle Korrelationswerte (außer für die Ableitung X und die Korrelation der ersten und dritten Messung mit dem Fir-Filter) sind signifikant von 0 unterschieden, d.h. es handelt sich nicht um ein zufälliges Ergebnis. Für die Ableitung X und den Messabstand von einem Monat bei dem Fir-Filter ist keine ausreichend gute Reliabilität ($r<0.632$) gegeben. Im Vergleich der Differenzen der Korrelationswerte zwischen den verschiedenen Filtern zeigt sich kein signifikanter Unterschied.

Die Streuung der Messwerte zu verschiedenen Zeitpunkten ist trotz der manuellen Bestimmung der P-Wellenlänge und der Neupositionierung der Elektroden sehr gering. Es resultieren leichte Unterschiede in den Ableitungen X, Y und Z mit einem veränderten Grundrauschen. Insgesamt zeigt sich jedoch eine zufriedenstellende Reproduzierbarkeit der Messwerte, die den in der Literatur berichteten Ergebnissen entspricht (9, 20, 42, 53). Da in der vergleichbaren Literatur keine Aussagen zum Unterschied der Korrelationskoeffizienten

von 0 gemacht werden, kann ein Vergleich nur unter dem Vorbehalt, es könnte sich auch um zufällige Korrelationen handeln, durchgeführt werden.

Ein zweites Reliabilitätsproblem resultiert aus dem Unterschied in der Bewertung durch zwei Beobachter, der sogenannten Interobservervariability, die ebenfalls in der Literatur dargestellt wurde (4, 8, 27).

In einer vergleichbaren Studie von Ehlert et al. (8) ergab sich ein Korrelationskoeffizient von $r=0.97$ allgemein bei allen verwendeten Filtern (unidirektionaler, bidirektionaler, Fir- und Lsq-Filter). Eine weitere Aufschlüsselung erfolgte nicht. Es wurden insgesamt 30 Personen (15 mit intermittierendem Vorhofflimmern und 15 Kontrollpersonen) verglichen.

Bei Monterecci et.al. (27) ergab sich unter Verwendung des Signalmittelungs-EKG 1200 EPX der Arrhythmia Research Technology für den bidirektionalen Filter eine Korrelation von $r=0.86$. Hier wurden 24 Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern bei Hyperthyreose untersucht. Aus der gleichen Arbeitsgruppe veröffentlichten Cecchi et.al. (4) eine Interobservervariability von 2% (Korrelation von $r=0.98$) bei dem Vergleich von insgesamt 100 Versuchspersonen.

Die Prüfung der Übereinstimmung zweier Beobachter in unserer Studie erfolgt für die manuelle Festlegung der P-Wellendauer. Es ergeben sich ähnliche Korrelationswerte wie in den oben angeführten Studien (4, 8, 27). Für die Korrelationen aller Filter und Ableitungen ergibt sich ein signifikant von 0 unterschiedenes Ergebnis, d.h. die Übereinstimmungen sind nicht zufällig. Der Vergleich der Differenzen der Korrelationswerte bei den verschiedenen Filtern zeigt, dass der korrelative Zusammenhang bei dem Lsq-Filter signifikant höher ist, als bei dem unidirektionalen Filter und den Ableitungen X, Y und Z. Sowohl für den bidirektionalen Filter, als auch für den Fir-Filter ergeben sich signifikant höhere Übereinstimmungen der beiden Beobachter als bei dem unidirektionalen Filter und bei der Ableitung X.

Ursache der Abweichung bei den ungefilterten Einzelableitungen können Artefakte sein, die durch die weitere Filterung aufgehoben werden. Bei dem unidirektionalen Filter liegt das Ende des Filters auch am Ende der P-Welle, so dass sich hier ebenfalls Artefakte, das sogenannte Filter-Ringing, ergeben. Diese Artefakte erschweren eine exakte Beurteilung der P-Wellenlänge.

In früheren Studien (14, 26, 49, 51) wurde zusätzlich zu der Dauer der P-Welle auch noch das Integral der P-Wellenkurve, das sogenannte "Root Mean Square" (RMS), für die letzten 10, 20 und 30 ms der P-Welle untersucht. Dabei wurden Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern mit Probanden ohne Vorhofflimmern verglichen.

In der Arbeit von Fukunami et.al. (14) wurde ein signifikanter Unterschied bei dem RMS für die letzten 20 ms der P-Welle festgestellt. Es wurden 42 Patienten mit intermittierendem

Vorhofflimmern und 50 gesunde Kontrollpersonen untersucht. Der eingesetzte Hochpass Filter unter Verwendung eines modifizierten VCM-3000 (Fukuda Denshi) Signalmittelungs-EKG war nicht genauer klassifiziert. Nur die Kombination mit der P-Wellenlänge, die alleine betrachtet einen ebenfalls signifikanten Unterschied mit einer Spezifität von 48% und einer Sensitivität von 95% bei einem Grenzwert von 120 ms zeigte, wurde empfohlen.

In weiteren Studien (26, 49, 51) ergab sich kein signifikanter Unterschied für das RMS. Hier zeigte sich ausschließlich die P-Wellenlänge als günstiger Parameter zur Unterscheidung der beiden Gruppen. Für die Messungen der vorliegenden Studie wurde ebenfalls das RMS der letzten 10, 20 und 30 ms berechnet. Es zeigt sich je nach Filter unterschiedliche Ergebnisse. Für den unidirektionalen Filter ergibt sich lediglich für das RMS der letzten 30 ms (V30) ein signifikanter Unterschied, V10 ($p=0.0610$) und V20 ($p=0.0764$) sind nicht signifikant. Die Werte der Patienten und gesunden Probanden sind bei dem bidirektionalen Filter für V20 und V30 signifikant, dagegen V10 ($p=0.2366$) nicht signifikant verschieden. Die Ergebnisse sowohl des Fir- als auch des Lsq-Filters sind für alle RMS (V10, V20 und V30) signifikant. Nach dem Vergleich mit den vorangegangenen Studien und den Ergebnissen dieser Studie bezüglich des RMS wird zur Festlegung eines geeigneten Grenzwertes zur Unterscheidung der beiden untersuchten Gruppen nur die P-Wellendauer herangezogen.

In unserer Studie ergibt sich ein signifikanter Unterschied in der Dauer der P-Welle der Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern und der gesunden Probanden bei allen verwendeten Filtern (s. Tabelle 25). Vergleichbare Ergebnisse finden sich in der Literatur (4, 5, 18, 24, 33, 44, 49, 51).

Filtertyp	p-Wert für die P-Wellendauer
Unidirektionaler Filter	0,0032
Bidirektionaler Filter	0,00001
Fir-Filter	0,00001
Lsq-Filter	0,00001

Tabelle 25: Darstellung der p-Werte bei unterschiedlichen Filtern.

Es wird in der vorliegenden Studie versucht, den geeignetsten Filter für die Erkennung von Patienten mit einem erhöhten Risiko für intermittierendes Vorhofflimmern zu finden und den passenden Grenzwert zur Unterscheidung zu ermitteln. Es zeigt sich, dass für den bidirektionalen Filter bei dem Entscheidungskriterium "P-Wellendauer ist größer 111 ms" 84% der Gesunden als gesund (Spezifität) und 84% der Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern (Sensitivität) erkannt werden. Damit handelt es sich bei dem bidirektionalen Filter um den Filter, der die beste Unterscheidung trifft (s. Tabelle 26).

Filtertyp	Grenzwert [ms]	max. Sens/Spez
Unidirektionaler Filter	138,5	0,61
Bidirektionaler Filter	111,0	0,84
Fir-Filter	121,0	0,79
Lsq-Filter	122,0	0,67

Tabelle 26: Darstellung der bestimmten Grenzwerte mit Sensitivität und Spezifität

Den bidirektionalen Filter des Signalmittelungs-EKGs 1200 EPX der Arrhythmia Research Technology verwendeten Cecchi et.al. (4) in ihrer retrospektiven Studie. Es wurden 18 Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern und 69 Patienten ohne Vorhofflimmern verglichen. Das mittlere Alter aller untersuchten Patienten war 46 Jahre, dabei ist offen, ob es sich in beiden Gruppen unterschied. Zudem differierte die Größe der Gruppen stark. Der Mittelwert der P-Wellendauer in der Patientengruppe war 150 ± 20 ms, in der Kontrollgruppe 126 ± 14 ms. Bei einem Grenzwert der manuell festgelegten P-Wellendauer von 140 ms ergab sich eine Sensitivität von 56% und eine Spezifität von 83%.

Eine P-Wellendauer von 140 ms wird in der vorliegenden Studie bei bidirektionaler Filterung nur von 3 Patienten erreicht oder überschritten.

Opolski et.al. (33) untersuchten 25 Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern in einem mittlere Alter von 48.2 Jahren und 20 gesunde Kontrollpersonen mit einem mittlere Alter von 43.9 Jahren. Das verwendete Signalmittelungs-EKG wurde nicht genauer spezifiziert. Nach Filterung mit einem bidirektionalen Filter wurde die Dauer der P-Wellen automatisch festgelegt. Es ergab sich eine mittlere P-Wellendauer von 116 ± 16.4 ms bei den Patienten mit Vorhofflimmern gegen 92 ± 8.1 ms in der Kontrollgruppe. Eine Sensitivität von 76% und eine Spezifität von 90% errechnete sich bei einem Grenzwert der P-Wellendauer von 104 ms.

In unserer Studie ergibt sich für einen Grenzwert von 104 ms eine Sensitivität von 97% und eine Spezifität von 68%. So ist dieser Grenzwert für die vorliegenden Untersuchungen sensibler aber weniger spezifisch.

Villani et.al. (51) untersuchte mit dem Signalmittelungs-EKG HIPEC 200 Analyser von Aerotel 20 Patienten mit Vorhofflimmern und 20 gesunde Kontrollpersonen. Das mittlere Alter der Patientengruppe war 55.7 Jahre, das der Kontrollgruppe 53.2 Jahre. Die P-Wellendauer wurde nach Anwendung eines bidirektionalen Filters automatisch festgelegt. Dabei ergab sich ein Mittelwert der Dauer der P-Welle bei den Patienten mit Vorhofflimmern von 138 ± 14 ms und 120 ± 12 ms in der Kontrollgruppe. Bei einem Grenzwert der P-Wellendauer von 125 ms zeigte sich eine Sensitivität von 62% und eine Spezifität von 78%. Für den gleichen Grenzwert ergibt sich für die vorliegende Untersuchung eine Sensitivität von 41% und eine Spezifität von 100%.

In den obengenannten Studien (4, 33, 51) zeigte sich eine weite Spanne der mittleren P-Wellendauer (116 ms bis 150 ms bei Vorhofflimmern gegen 92 ms bis 126 ms in der Kontrollgruppe) und somit auch der Grenzwerte von 104 ms bis 140 ms, was die Festlegung eines allgemein gültigen Grenzwertes für die bidirektionale Filterung erschwert. Am besten vergleichbar, auch in Bezug auf die mittlere P-Wellendauer, ist die Untersuchung vom Opolski et.al. (33).

Am schlechtesten gelingt die Unterscheidung in der vorliegenden Studie mit dem unidirektionalen Filter. Zudem zeigt sich bei diesem Filter auch eine signifikant schlechtere Übereinstimmung der beiden Beobachter gegenüber den anderen Filtern. Das liegt vermutlich daran, dass es bei diesem Filter, stärker als bei den anderen, zu Störungen am Ende der P-Welle kommt (49). So ist eine genaue Festlegung der P-Wellendauer schwieriger.

Klein et.al. (24) verwendeten in ihrer Untersuchung von 45 Patienten nach einer Bypassoperation ein P-Wellen getriggertes Signalmittelungs-EKG der Corazonix Corporation mit einem unidirektionalen Filter. 16 der 45 Patienten erlitten im postoperativen Verlauf intermittierendes Vorhofflimmern, 29 hatten kein Vorhofflimmern. Bei dem Vergleich der Dauer der P-Welle dieser beiden Gruppen zeigte sich ein signifikanter Unterschied. Setzt man den Grenzwert der P-Wellendauer zur Unterscheidung der Gruppen bei 155 ms fest, so ergab sich eine Sensitivität von 69% und eine Spezifität von 79%. Allerdings wurden von anfangs 54 Patienten schon 6 wegen schlecht ableitbaren Signalen und 3 Patienten wegen anderen Rhythmusstörungen aus der Studie herausgenommen. Es handelte sich hierbei um einen relativ großen Anteil an der Gesamtzahl der Probanden. Auch war die Patientenzahl relativ gering und ungleich auf die beiden untersuchten Gruppen verteilt.

In der vorliegenden Studie sind keine Patienten aufgenommen, die innerhalb der letzten 12 Monate vor der ersten Messung eine Herzoperation hatten, somit ergibt sich ein etwas anderes Patientengut. Bei 155 ms als Grenzwert hat man eine Sensitivität von 21% und eine Spezifität von 92%. Für den unidirektionalen Filter ergibt sich bei einem in dieser Studie festgelegten Grenzwert der P-Wellendauer von 138.5 ms eine Sensitivität und Spezifität von jeweils 61%. Das zeigt insgesamt eine schlechtere Differenzierbarkeit als bei Klein et.al.(24).

Den Fir-Filter verwendeten Chang et.al. (5). Es werden insgesamt 27 Patienten mit hypertropher Kardiomyopathie untersucht, davon erlitten 13 Patienten intermittierendes Vorhofflimmern und 14 nicht. Das mittlere Alter in der Gruppe der Patienten mit Vorhofflimmern lag bei 57 Jahren, bei den Patienten ohne Vorhofflimmern bei 37 Jahren. Es wurde ein Predictor System der Corazonix Corporation verwendet. Bei einem Grenzwert der P-Wellendauer von 130 ms ergab sich für die Unterscheidung der Patienten mit Vorhofflimmern zu den ohne Vorhofflimmern eine Sensitivität von 92% und eine Spezifität von 93%.

In unserer Studie beträgt die Sensitivität 55% und die Spezifität 94% bei einem Grenzwert von 130 ms. Es ergibt sich bei unserer annähernd viermal so großen Gruppe eine deutlich schlechtere Sensitivität.

Stafford et.al. (44) verglichen 9 Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern mit einem mittlere Alter von 60 Jahren und 15 Kontrollpersonen ohne nachgewiesene kardiale Erkrankungen mit einem Durchschnittsalter von 61 Jahren. Das verwendete Signalmittelungs-EKG wurde nicht genauer spezifiziert. Nach Anwendung eines Fir-Filters wurde die P-Wellenlänge automatisch festgelegt. Die mittlere P-Wellendauer der Patienten mit Vorhofflimmern lag bei 135 ± 8 ms, die der Kontrollgruppe bei 126 ± 4 ms. Eine Aussage zu einem möglichen Grenzwert wurde nicht gemacht.

In unserer Studie ergeben sich etwas geringere Werte für die P-Wellendauer bei den Patienten mit 133.2 ± 15.3 ms bei der Kontrollgruppe mit 111.5 ± 13.9 ms.

Guidera et.al. (18) verwendeten ein Predictor System der Corazonix Corporation mit einem Lsq-Filter. Es wurden 15 Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern und einem mittlere Alter von 68 Jahren und 15 Kontrollpersonen ohne intermittierendes Vorhofflimmern mit einem mittlere Alter von 62 Jahren untersucht. Die mittlere P-Wellendauer in der Patientengruppe war 162 ± 15 ms in der Kontrollgruppe 140 ± 12 ms. Die Dauer der P-Welle wurde manuell, nach den Kriterien der automatischen Festlegung bei anderen Systemen bestimmt. Bei einem Grenzwert von 155 ms ergab sich eine Sensitivität von 80% und eine Spezifität von 93%. Guidera vermutete, dass eine Aufsplitterung der Signale durch den Lsq-Filter, die zu einer Verlängerung der einzelnen Wellen führte, nicht ausgeschlossen werden könne. Da es aber beide Gruppen gleichartig betraf, kam es zu keiner Veränderung in der Unterscheidungsfähigkeit (18).

In der vorliegenden Studie liegt das Maximum der P-Wellendauer bei 152 ms. Die niedrigeren Werte in unserer Studie könnten durch die zu Guidera unterschiedlichen Kriterien bei der Bestimmung der P-Wellenlänge zustande kommen. Die Werte sind somit nicht vergleichbar. Es ergibt sich in unserer Studie bei einem Grenzwert von 121 ms eine Sensitivität und Spezifität von 79%.

Turitto et.al. (48) verwendeten ebenfalls den Lsq-Filter mit dem Predictor System der Corazonix Corporation. Es wurden 25 Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern und 35 Kontrollpersonen mit einmalig aufgetretenen Vorhofflimmern untersucht. Das mittlere Alter war für beide Gruppen 67 Jahre. Hier wurde kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen gefunden. Allerdings konnte man nicht sicher ausschließen, dass in der Kontrollgruppe auch Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern waren, da nur diejenigen in die Patientengruppe aufgenommen wurden, bei denen Vorhofflimmern mehrmals in einem Ruhe-EKG festgehalten wurde. Es könnte auch bei Personen aus der Kontrollgruppe unerkannt Vorhofflimmern intermittierend aufgetreten sein und damit war

keine eindeutige Zuordnung der untersuchten Personen zu den einzelnen Gruppen möglich (48).

Ähnlich der vorliegenden Studie verglichen Valverde et.al. (49) und Ehlert et.al. (8) verschiedene Filtertypen.

Den bidirektionalen, unidirektionalen und Lsq-Filter verwendeten Valverde et.al. (49). Dabei verglichen sie 23 Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern und einem mittlere Alter von 58 Jahren mit einer jüngeren Kontrollgruppe von 36 Personen mit einem mittlere Alter von 38 Jahren. Das verwendete Signalmittelungs-EKG war ein selbst konstruiertes System in Anlehnung an die Methode von Simson. Der Anfang und das Ende der P-Welle wurde dort festgelegt, wo das Signal das Grundrauschen um 3 Standardabweichungen überschritt bzw. unterschritt. Die mittlere P-Wellendauer war nach Anwendung des bidirektionalen Filters 127.91 ± 20.41 ms bei den Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern und 100.39 ± 9.68 ms in der Kontrollgruppe. Bei einem Grenzwert der P-Wellenlänge von 110 ms ergab sich eine Sensitivität von 78.26 % und eine Spezifität von 86.11 %. Für den unidirektionalen Filter war die mittlere P-Wellendauer der Patienten 150.26 ± 17.19 ms und der Kontrollgruppe 122.83 ± 12.25 ms. Dabei zeigte sich eine Sensitivität von 78.26 % und eine Spezifität von 83.33 % bei einem Grenzwert von 135 ms. Die mittlere P-Wellendauer der Patientengruppe nach Verwendung des Lsq-Filters war 149.09 ± 17.03 ms, bei der Kontrollgruppe waren es 122.42 ± 11.94 ms. Bei einem Grenzwert der P-Wellendauer von 134 ms ergab sich eine Sensitivität von 82.61 % und eine Spezifität von 86.11 %.

In den oben genannten Studien konnte man eine verlängerte P-Wellendauer nach Filterung mit dem unidirektionalen und Lsq-Filter gegenüber dem bidirektionalen Filter feststellen. Dies war nach Valverde et.al. vermutlich auf die auftretenden Ringing-Artefakte bei diesen beiden Filtern zurückzuführen. Eine Veränderung in der Unterscheidungsfähigkeit zwischen Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern und der Kontrollgruppe ergab sich aber nicht. Außerdem handelte es sich um eine kleine Anzahl von Patienten, so dass eine Allgemeingültigkeit der Ergebnisse zu überprüfen wäre (49).

Im Vergleich mit unseren Ergebnissen zeigte sich für die P-Wellendauer nach bidirektionaler Filterung eine gute Übereinstimmung. Der bei Valverde et.al. (49) beschriebene bidirektionale Filter ist der einzige Filter der sicher dem in unserer Studie verwendeten bidirektionalen Filter entspricht. Bei einem Grenzwert von 110 ms ergeben sich eine Sensitivität von 89% und eine Spezifität von 80%. Der unidirektionale Filter zeigte bei Valverde et.al. (49) eine bessere Unterscheidungsfähigkeit insbesondere in Bezug auf die Spezifität. Bei einem Grenzwert von 135 ms errechnet sich in unserer Studie eine Sensitivität von 73% und eine Spezifität von 52%. Die P-Wellendauer bei dem Lsq-Filter ist in unserer Untersuchung insgesamt für beide Gruppen kürzer. Daher ergibt sich hier ein niedrigerer Grenzwert von 122 ms und der Vergleich ist erschwert.

Ebenfalls verschiedene Filter (uni-, bidirektionalen, Fir- und Lsq-Filter) und die ungefilterten Ableitungen (X, Y und Z) verglichen Ehlert et.al. (8). Es wurden 15 Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern und einem mittlere Alter von 68 Jahren mit 15 Kontrollpersonen mit einem mittlere Alter von 62 Jahren verglichen. Hier handelte es sich um eine Untersuchung mit einem relativ kleinen Patientengut. Dabei verwendeten Ehlert et.al. ein Predictor System der Corazonix Corporation. Die Dauer der P-Welle wurde manuell durch zwei Beobachter festgelegt. Die mittlere P-Wellendauer war mit 136 ± 17 ms in der Kontrollgruppe und 150 ± 17 ms in der Patientengruppe identisch für den unidirektionalen und bidirektionalen Filter. Das lag daran, dass der hier verwendete bidirektionale Filter (des QRS-Komplexes) für die P-Welle nur eine unidirektionale Charakteristik aufweist. Der Unterschied der beiden Gruppen war signifikant ($p=0.02$). Ein Grenzwert wurde hier nicht festgelegt, da der Lsq-Filter einen höher signifikanten Unterschied ($p<0.0001$) aufwies. Ob eine statistische Überprüfung zur Signifikanz dieses Unterschiedes durchgeführt wurde, wurde nicht erläutert. Bei dem Lsq-Filter war die mittlere P-Wellendauer für die Kontrollgruppe 137 ± 12 ms und für die Patientengruppe 159 ± 14 ms. Es ergab sich bei einem Grenzwert von 140 ms für die P-Wellendauer eine Sensitivität von 87% und eine Spezifität von 67%. Das Ergebnis des Fir-Filters war mit einer mittleren P-Wellendauer von 110 ± 16 ms für die Kontrollgruppe und 122 ± 25 ms für die Patientengruppe nicht signifikant. Für die ungefilterten Ableitungen X, Y und Z ergaben sich signifikante Unterschiede. Die mittlere P-Wellendauer für die Ableitung X in der Kontrollgruppe betrug 130 ± 19 ms und in der Patientengruppe 151 ± 23 ms. In Y war die mittlere P-Wellendauer für die Kontrollgruppe 136 ± 17 ms und für die Patienten 157 ± 22 ms. Bei der Ableitung Z in der Kontrollgruppe betrug die mittlere P-Wellendauer 134 ± 15 ms und in der Patientengruppe 154 ± 23 ms.

In der vorliegenden Studie sind die ungefilterten Ableitungen jeweils um ca. 25 ms kürzer. Für den unidirektionalen Filter ergeben sich aber gute Übereinstimmungen in der mittleren P-Wellendauer. Der Lsq-Filter ist ähnlich wie bei Valverde et.al. (49) schlecht mit unseren Ergebnissen vergleichbar.

Insgesamt gesehen zeigten die oben angeführten Studien (4, 5, 8, 18, 24, 33, 44, 48, 49, 51) für die jeweils untersuchten Filtertypen, außer Turitto et.al. (48) für den Lsq-Filter und Ehlert et.al. (8) für den Fir-Filter, einen signifikanten Unterschied für die Unterscheidung von Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern und gesunden Probanden. Beim Vergleich der verschiedenen Studien untereinander ergaben sich Schwankungsbreiten für die P-Wellendauer und der ermittelten Grenzwerte. Dies könnte an den unterschiedlichen Messsystemen und Bestimmungsmodalitäten den P-Wellendauer liegen.

Limitierend in unserer Studie wirkt, dass die Patienten im Mittel 30 Jahre älter sind als die Kontrollgruppe. Jedoch ergeben sich vergleichbar gute Ergebnisse für die Unterscheidung der beiden Gruppen wie in Studien ohne Altersunterschied. Zu diesem Schluss gelangten auch

Chang (5) und Valverde et.al. (49), die ebenfalls Gruppen mit unterschiedlichem mittleren Alter untersuchten.

Insgesamt betrachtet stellt sich in dieser Studie der auf die P-Welle bezogene bidirektionale Filter bei guter Reproduzierbarkeit als der am besten geeignete Filter zur Unterscheidung der Patienten und Probanden heraus. Als Grenzwerte für die Erkennung eines erhöhten Risikos für intermittierendes Vorhofflimmern ergibt sich hierbei ein Wert von 111 ms. Die Beurteilung der P-Welle im Signalmittelungs-EKG ist somit eine nichtinvasive Möglichkeit zur erweiterten Diagnostik von intermittierendem Vorhofflimmern.

6 Zusammenfassung

Das Signalmittelungs-EKG wird neben der Untersuchung des QRS-Komplexes in den letzten Jahren auch immer häufiger zur nichtinvasiven Diagnostik bei intermittierendem Vorhofflimmern eingesetzt. Da die verschiedensten Filter zur Untersuchung der P-Welle verwendet werden, war es Ziel dieser Studie, die am häufigsten verwendeten Filter (unidirektionaler Filter, bidirektionaler Filter, Fir-Filter, Lsq-Filter) unter Anwendung des Predictor Systems nach Simson in ihrer Unterscheidungsfähigkeit zwischen Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern und einer gesunden Kontrollgruppe zu vergleichen. Zusätzlich wurde der Zusammenhang zwischen intermittierendem Vorhofflimmern und der Dauer der P-Welle untersucht. Zusammenfassend wurde ein Grenzwert für die Dauer der P-Welle zur Unterscheidung der Versuchs- und Kontrollgruppe bei den verschiedenen Filtern festgelegt.

Im Rahmen der Studie werden 50 gesunde Probanden (20 Frauen und 30 Männer) mit einem mittleren Alter von 29.8 Jahren untersucht. Die Patientengruppe umfasst 56 Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern (18 Frauen und 36 Männer) und einem Durchschnittsalter von 60.9 Jahren.

Es ergibt sich für alle Filter ein signifikanter ($p < 0.05$) Unterschied der mittleren P-Wellendauer der Kontrollgruppe und der Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern. Eine Unterscheidung der beiden Gruppen mit Hilfe des Signalmittelungs-EKGs ist somit gut möglich. Zur Festlegung eines geeigneten Grenzwertes der P-Wellendauer, wird der Wert gewählt, an dem sich Sensitivität und Spezifität entsprechen. Für den unidirektionalen Filter ergibt sich ein Grenzwert zur Unterscheidung der beiden Gruppen von 138.5 ms mit einer Sensitivität und Spezifität von 61%. Der Grenzwert bei bidirektionalem Filter beträgt 111.0 ms mit einer Sensitivität und Spezifität von 84%. Bei dem Fir-Filter liegt der Grenzwert bei 121.0 ms mit einer Sensitivität und Spezifität von 79% und für den Lsq-Filter ist er 122.0 ms mit einer Sensitivität und Spezifität von 67%.

Die beste Unterscheidung trifft der hier verwendete bidirektionale Filter. Am schlechtesten gelingt die Differenzierung der Gruppen mit dem unidirektionalen Filter. Zudem zeigt sich bei diesem Filter eine signifikant schlechtere Übereinstimmung der beiden Beobachter als bei den anderen Filtern. Der Lsq-Filter und der Fir-Filter zeigen zufriedenstellende Ergebnisse in ihrer Unterscheidungsfähigkeit.

7 Literaturverzeichnis

- (1) Bortz, J., Lienert, G.A., Boehnke, K.
Verteilungsfreie Methoden in der Biostatistik
Springer-Verlag
Berlin Heidelberg New York
1990
- (2) Breithardt, G., Cain, M.E., EL-Sherif, N., Flowers, N., Hombach, V., Janse, M., Simon, M.B., Steinbeck, G.
Standards for analysis of ventricular late potentials using high resolution or signal-averaged electrocardiography
Eur Heart J 12, 1991, 473-480
- (3) Buckingham, T.A., Thessen, C.M., Hertweck, D., Janosik, D.L., Kennedy, H.L., MPH
Signal-Averaged Electrocardiography in the Time and Frequency Domains
Am J Cardiol 63, 1989, 820-825
- (4) Cecchi, F., Monteregegi, A., Olivotto, I., Marconi, P., Dolara, A., Maron, B.J.
Risk for atrial fibrillation in patients with hypertrophic cardiomyopathy assessed by signal averaged P wave duration
Heart 78, 1997, 44-49
- (5) Chang, A.C., Winkler, J.B., BS, Fananapazir, L., N.H.L.B.I., Bethesda
P-Wave Signal-Averaging Identifies Hypertrophic Cardiomyopathy Patients With Paroxysmal Atrial Fibrillation
JACC 15, 2, 1990, 191A
- (6) Dilaveris, P.E., Gialafos, E.J., Sideris, S.K., Theopistou, A.M., Andrikopulos, G.K., Kyriakidis, M., Toutouzas, P.K.
Simple electrocardiographic markers for the prediction of paroxysmal idiopathic atrial fibrillation.
Am Heart J 135, 1998, 733-738
- (7) Dimmer, C., Jordaens, L., Gorgov, N., Peene, I., Francois, K., Nooten van, G., Clement, D.L.
Analysis of the P Wave with Signal Averaging to Assess the Risk of Atrial Fibrillation after Coronary Artery Bypass Surgery.
Cardiology, 89, 1998, 19-24
- (8) Ehlert, F.A., Korenstein, D., Steinberg, J.S.
Evaluation Of P Wave Signal-Averaged Electrocardiographic Filtering And Analysis Methods
Am Heart J 134, 6, 1997, 985-993
- (9) Ehlert, F.A., Zaman, N., Steinberg, J.S.
Immediate And Short-Term Reproducibility Of The P Wave Signal-Averaged Electrocardiogram
PACE 20, 1997, 1636-1645

- (10) Engel, T.R.
High-frequency electrocardiography: Diagnosis of arrhythmia risk
Am Heart J 118, 6, 1989, 1302-1316
- (11) Engel, T.R., Vallone, N., Windle, J.
Signal-averaged electrocardiograms in patients with atrial fibrillation or flutter
Am Heart J 115, 3, 1988, 592-597
- (12) Falk, R., FACC, Pollak, A.
Signal-Averaged P Wave Duration and Atrial Fibrillation
JACC 23, 2, 1994, 548-551
- (13) Fitzgerald, D.M., Hawthorne, H.R., Crossley, G.H., Simmons, T.W., Haisty, W.K. Jr
Effects of atrial fibrillation and atrial flutter on the signal-averaged electrocardiogram.
Am J Cardiol 77(2), 1996, 205-209
- (14) Fukunami, M., Yamada, T., Ohmori, M., Kumagai, K., Umemoto, K., Sakai, A.,
Kondoh, N., Minamino, T., Hoki, N.
Detection of Patients at Risk for Paroxysmal Atrial Fibrillation During Sinus Rhythm
by P Wave-Triggered Signal-Averaged Electrocardiogram
Circulation 83, 1, 1991, 162-169
- (15) Goedel-Meinen, L., Hofmann, M., Schmidt, G., Höglspurger, H., Jahns, G., Baedeker,
W., Blömer, H.
Reproducibility of Data of the Signal-averaged Electrocardiogram
Circulation 76, Suppl IV, 1987, IV-31
- (16) Gondo, N., Kumagai, K., Matusuo, K., Ogawa, M., Annoura, M., Moroe, K.,
Arakawa, K.
The Best Criterion for Discrimination Between Patients With and Without Paroxysmal
Atrial Fibrillation on Signal-Averaged Electrocardiogram
Am J Cardiol 75, 1995, 93-95
- (17) Grünigen, von D.
Digitale Signalverarbeitung, Grundlagen und Anwendungen, Beispiele und Übungen
mit MATLAB
AT Verlag, Aarau, 1993
- (18) Guidera, S.A., Steinberg, J.S., FACC
The Signal-Averaged P Wave Duration: A Rapid and Noninvasive Marker of Risk of
Atrial Fibrillation
JACC 21, 7, 1993, 1645-1651
- (19) Hiraki, T., Ikeda, H., Ohga, M., Hamada, T., Kubara, I., Yoshida, T., Ajisaka, H.,
Kanahara, M., Imaizumi, T.
Frequency- and time-domain analysis of P wave in patients with paroxysmal atrial
fibrillation
PACE 21, 1, 1998, 56-64

-
- (20) Hofmann, M., Goedel-Meinen, L., Beckhoff, A., Rehbach, K., Schömig, A.
Analysis of the P Wave in the Signal-Averaged Electrocardiogram: Normal Values and Reproducibility
PACE 19, Part II, 1996, 1928-1932
- (21) Kaiser
Predictor; Gebrauchsanweisung
Bad Hersfeld, Dr. Kaiser Medizintechnik GmbH, 1996
- (22) Kammeyer, K.D., Kroschel, K.
Digitale Signalverarbeitung, Filterung und Spektralanalyse mit MATLAB-Übungen
B.G. Teubner, Stuttgart, 1998, 4. Auflage
- (23) Kawano, S., Hiraoka, M., Sawanobori, T.
Electrocardiographic Features of P Waves from Patients with Transient Atrial Fibrillation
Jpn. Heart Journal 29, 1, 1988, 57-67
- (24) Klein, M., Evans, S.J.L., Blumberg, S., Gataldo, L., Bodenheimer, M.M.
Use of P-wave-triggered, P-wave-signal-averaged electrocardiogram to predict atrial fibrillation after coronary artery bypass surgery
Am Heart J 129, 5, 1995, 895-901
- (25) Kontoyannis, D.A., Kontoyannis, S.A., Sideris, D.A., Mouloupoulos, S.D.
Atrial late potentials: paroxysmal supraventricular tachycardia versus paroxysmal atrial fibrillation
Int J Cardiol 41, 1993, 147-152
- (26) Malik, M., Odemuyiwa, O., Polontecki, J., Kulakowski, P., Farrell, T., Staunton, A., Camm, A.J.
Late potentials after acute myocardial infarction
Performance of different criteria for the prediction of arrhythmic complications
Eur Heart J 13, 1992, 599-607
- (27) Monteregeggi, A., Marconi, P., Olivotto, I., Castelli, G., Dolara, A., Luisi, M.L.E., Gheri, R.G.
Signal-averaged P-wave Duration and Risk of Paroxysmal Atrial Fibrillation in Hyperthyroidism
Am J Cardiol 77, 1996, 266-269
- (28) Morley, J.P., Wilbur, S.L., Zelenkofske, S.L.
P-Wave SAECG Predicts Atrial Fibrillation, While Atrial Size Does Not.
PACE 17, 2, 1994, 794 (213A)
- (29) Oeff, M., von Leitner, E.R., Schwarz, W., Schröder, R.
Nichtinvasive Registrierung ventrikulärer Spätpotentiale bei Herzgesunden und bei Patienten mit intraventrikulären Reizleitungsstörungen; Methoden und Ergebnisse der Signalmittelungstechnik
Z Kardiologie 75, 1986, 666-672

-
- (30) Ogawa, H., Inoue, T., Yoshida, A., Doi, T., Ohga, N., Ohnishi, Y., Yokoyama, M.
The Signal-Averaged Electrocardiogram of P Wave in Patients with Documented
Atrial Fibrillation or Flutter and in Patients with Left or Right Atrial Overload Without
Atrial Fibrillation
Jpn. Herat J. 34, 1, 1993, 29-39
- (31) Ogita, H., Fukunami, M., Shimonagata, T., Kumagai, K., Yamada, T., Kim, J., Sanada,
S.
A Prospektive Study to Predict the Transition from Paroxysmal Atrial Fibrillation to
Chronic Atrial Fibrillation by Signal-averaged Electrocardiography
JACC Feb. 1997, 31A
- (32) Opolski, G., Scisclo, P., Stanislawska, J., Gorecki, A., Steckiewicz, R., Torbicki, A.
Detection Of Patients At Risk For Recurrence Of Atrial Fibrillation After Successful
Electrical Cardioversion By Signal-Averaged P-Wave ECG
Int J Cardiol 60, 1997, 181-185
- (33) Opolski, G., Stanislawska, J., Slomka, K., Kraska, T.
Value of the atrial signal-averaged electrocardiogram in identifying patients with
paroxysmal atrial fibrillation
Int J Cardiol 30, 1991, 315-319
- (34) Rosenheck, S.
Signal-Averaged P Wave In Patients With Paroxysmal Atrial Fibrillation
PACE 20, Part II, 1997, 2577-2586
- (35) Sachs, L.
Statistische Auswertungsmethoden
Springer-Verlag,
Berlin 1972
- (36) Scott, W.A., Donnerstein, R.L.
Alignment of P Waves for Signal Averaging
PACE 13, 1990, 1559-1562
- (37) Seifert, M., Josephson, M.
P-wave Signal Averaging, High Tech or an Expensive Alternative to the Standard
ECG?
Circulation 88, 6, 1993, 2980-2982
- (38) Simson, M.B.
Use of Signals in the Terminal QRS Complex to Identify Patients with Ventricular
Tachycardia After Myocardial Infarction
Circulation 64, 2, 1981, 235-241
- (39) Simson, M.B.
Noninvasive Identification of Patients at High Risk for Sudden Cardiac Death, Signal-
Averaged Electrocardiography
Circulation 85[suppl I], 1992, I-145-I-151

-
- (40) Simson, M.B., Untereker, W.J., Spielman, S.R., Horowitz, L.N., Marcus, N.H., Falcon, R.A., Harken, A.H., Josephson, M.E.
Relation Between Late Potentials on the Body Surface and Directly Recorded Fragmented Electrograms in Patients With Ventricular Tachycardia
Am J Cardiol 51, 1983, 105-112
- (41) Stafford, P.
The signal averaged P wave - out of the back room
Eur Heart J 20, 3, 1999, 1771-173
- (42) Stafford, P.J., Cooper, J., Fothergill, J., Schlindwein, F., de Bono, D.P., Garratt, C.J.
Reproducibility Of The Signal Averaged P Wave:
Time And Frequency Domain Analysis
Heart 77, 1997, 412-416
- (43) Stafford, P.J., Denbigh, P., Vincent, R.,
Frequency Analysis of the P Wave: Comparative Techniques
PACE 18, 1995, 261-270
- (44) Stafford, P.J., Robinson, D., Vincent, R.
Optimal analysis of the signal averaged P wave in patients with paroxysmal atrial fibrillation
Br Heart J 74, 1995, 413-418
- (45) Stafford, P.J., Turner, I., Vincent, R.
Quantitative Analysis of Signal-Averaged P Waves in Idiopathic Paroxysmal Atrial Fibrillation
Am J Cardiol 68, 1991, 751-755
- (46) Steinberg J.S., Zelenkofske, S., Wong, S., Gelernt, M., Sciacca, R., Menchavez, E.
Value of the P-Wave Signal Averaged ECG for Predicting Atrial Fibrillation After Cardiac Surgery
Circulation 88, 6, 1993, 2618-2622
- (47) Steinberg, J.S., Korenstein, D.
Comparison of Techniques for Analysis of the P-Wave Signal-Averaged ECG
Circulation 88, 4, Part I, 1993, I 312
- (48) Turitto, G., Bandarizadeh, B., Saliccioli, L., Abordo, M., Pizzarelli, M., El-Sherif, N.
Risk Stratification For Recurrent Tachyarrhythmias In Patients With Paroxysmal Atrial Fibrillation And Flutter:
Role Of Signal Averaged Electrocardiogram and Echocardiography
PACE 21, Part II, 1998, 197-201
- (49) Valverde, E.R., Ricardo, A., Quinteiro, Bertran, G.C., Arini, P.D., Glenney, P., Biagetti, M.O.
Influence of Filtering Techniques on the Time-Domain Analysis of Signal-Averaged P Wave Electrocardiogram
J Cardiovasc Electrophysiol 9, 3, 1998, 253-260

-
- (50) Villani, G.Q., Piepoli, M., Gripps, T., Rosi, A., Gazzola, U.
Atrial Late Potentials in Patients with Paroxysmal Atrial Fibrillation Detected Using a High Gain, Signal-Averaged Esophageal Lead
PACE 17, 1994, 1118-1123
- (51) Villani, G.Q., Piepoli, M., Rosi, A., Capucci, A.
P-wave Dispersion Index :a marker of patients with paroxysmal atrial fibrillation
Int J Cardiol 55, 1996, 169-175
- (52) Yamada, T., Fukunami, M., Ohmori, M., Hashimura, K., Ikeda, T., Umemoto, K., Kumagai, K., Sakai, A., Hoki, N.
Clinical Significance Of Atrial Signalaveraged Electrocardiogram For Detection Of Patients With Paroxysmal Atrial Fibrillation During Sinus Rythem
Circulation 80, 4, Suppl II, 1989, II-636
- (53) Yamada, T., Fukunami, M., Shigonagata, T., Kumagai, K., Kim, J., Sanada, S., Ogita, H., Hoki, N.
Reproducibility and Long-Term Change of the P-wave-Triggered Signal-Averaged ECG
JACC 1997, 30A, Supp
- (54) Yamada, T., Fukunami, M., Shimonagata, T., Kumagai, K., Sanada, S., Ogita, H., Asano, Y., Hori, M., Hoki, N.
Dispersion of signal-averaged P wave duration on precordial body surface in patients with paroxysmal atrial fibrillation
Eur Heart J 20, 3, 1999, 211-220
- (55) Yamaguchi, I., Kuga, K., Sugishita, Y., Ito, I.
The Signal-Averaged Electrocardiogram As A Screening Test For Occurence Of Paroxysmal Atrial Fibrillation
JACC 11, 2, 1988, 116A

8 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Altersverteilung der Probanden	5
Abbildung 2: Altersverteilung der Patienten	6
Abbildung 3: Schematische Darstellung der Elektrodenpunkte	9
Abbildung 4: Bild der P-Welle bei unidirektionalem Filter.....	13
Abbildung 5: Bild der P-Welle bei bidirektionalem Filter	14
Abbildung 6: Bild der P-Welle beim Fir-Filter.....	15
Abbildung 7: Bild der P-Welle beim Lsq-Filter	16
Abbildung 8: Korrelation der P-Wellendauer, gemessen von zwei unabhängigen Beobachtern in der ungefilterten Ableitung X.....	19
Abbildung 9: Korrelation der P-Wellendauer, gemessen von zwei unabhängigen Beobachtern in der ungefilterten Ableitung Y.	20
Abbildung 10: Korrelation der P-Wellendauer, gemessen von zwei unabhängigen Beobachtern in der ungefilterten Ableitung Z.	20
Abbildung 11: Korrelation der P-Wellendauer, gemessen von zwei unabhängigen Beobachtern bei unidirektionalem Filter.....	21
Abbildung 12: Korrelation der P-Wellendauer, gemessen von zwei unabhängigen Beobachtern P-Wellendauer bei bidirektionalem Filter.	22
Abbildung 13: Korrelation der P-Wellendauer, gemessen von zwei unabhängigen Beobachtern bei dem Fir-Filter.....	22
Abbildung 14: Korrelation der P-Wellendauer, gemessen von zwei unabhängigen Beobachtern bei dem Lsq-Filter.....	23
Abbildung 15: Korrelation zwischen erstem und zweitem Messwert in der ungefilterten Ableitung X.	24
Abbildung 16: Korrelation zwischen erstem und drittem Messwert in der ungefilterten Ableitung X.	25
Abbildung 17: Korrelation zwischen erstem und zweitem Messwert in der ungefilterten Ableitung Y.	26
Abbildung 18: Korrelation zwischen erstem und drittem Messwert in der ungefilterten Ableitung Y.	26
Abbildung 19: Korrelation zwischen erstem und zweitem Messwert in der ungefilterten Ableitung Z.....	27
Abbildung 20: Korrelation zwischen erstem und drittem Messwert in der ungefilterten Ableitung Z.....	27
Abbildung 21: Korrelation zwischen erstem und zweitem Messwert nach unidirektionaler Filterung.	28
Abbildung 22: Korrelation zwischen erstem und drittem Messwert nach unidirektionaler Filterung.	28
Abbildung 23: Korrelation zwischen erstem und zweitem Messwert nach bidirektionaler Filterung.	29
Abbildung 24: Korrelation zwischen erstem und drittem Messwert nach bidirektionaler Filterung.	29
Abbildung 25: Korrelation zwischen erstem und zweitem Messwert nach Anwendung des Fir-Filters.	30
Abbildung 26: Korrelation zwischen erstem und drittem Messwert nach Anwendung des Fir-Filters.	30
Abbildung 27: Korrelation zwischen erstem und zweitem Messwert nach Anwendung des Lsq-Filters.....	31
Abbildung 28: Korrelation zwischen erstem und drittem Messwert nach Anwendung des Lsq-Filters.....	31
Abbildung 29: Verteilung der P-Wellendauer der gesunden Probanden in der ungefilterten Ableitung X.....	34
Abbildung 30: Verteilung der P-Wellendauer der gesunden Probanden in der ungefilterten Ableitung Y.....	34
Abbildung 31: Verteilung der P-Wellendauer der gesunden Probanden in der ungefilterten Ableitung Z.....	35
Abbildung 32: Verteilung der P-Wellendauer der gesunden Probanden bei unidirektionalem Filter.....	36
Abbildung 33: Verteilung der P-Wellendauer der gesunden Probanden bei bidirektionalem Filter.....	37
Abbildung 34: Verteilung der P-Wellendauer der gesunden Probanden bei Fir-Filter.....	38
Abbildung 35: Verteilung der P-Wellendauer der gesunden Probanden bei Lsq-Filter	39
Abbildung 36: Verteilung der P-Wellendauer der Patienten in der ungefilterten Ableitung X.....	40
Abbildung 37: Verteilung der P-Wellendauer der Patienten in der ungefilterten Ableitung Y.....	41
Abbildung 38: Verteilung der P-Wellendauer der Patienten in der ungefilterten Ableitung Z.....	41

Abbildung 39: Verteilung der P-Wellendauer der Patienten bei unidirektionalem Filter.....	42
Abbildung 40: Verteilung der P-Wellendauer der Patienten bei bidirektionalem Filter.....	43
Abbildung 41: Verteilung der P-Wellendauer der Patienten bei Fir-Filter.....	44
Abbildung 42: Verteilung der P-Wellendauer der Patienten bei Lsq-Filter.....	45
Abbildung 43: Darstellung der P-Wellendauer der gesunden Probanden und der Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern in der ungefilterten Ableitung X.....	46
Abbildung 44: Darstellung der P-Wellendauer der gesunden Probanden und der Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern in der ungefilterten Ableitung Y.....	47
Abbildung 45: Darstellung der P-Wellendauer der gesunden Probanden und der Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern in der ungefilterten Ableitung Z.....	47
Abbildung 46: Darstellung der P-Wellendauer der gesunden Probanden und der Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern bei unidirektionalem Filter.....	48
Abbildung 47: Darstellung der P-Wellendauer der gesunden Probanden und der Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern bei bidirektionalem Filter.....	49
Abbildung 48: Darstellung der P-Wellendauer der gesunden Probanden und der Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern bei Fir-Filter.....	50
Abbildung 49: Darstellung der P-Wellendauer der gesunden Probanden und der Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern bei Lsq-Filter.....	51
Abbildung 50: Sensitivität und Spezifität bei unidirektionalem Filter.....	52
Abbildung 51: Sensitivität und Spezifität bei bidirektionalem Filter.....	53
Abbildung 52: Sensitivität und Spezifität bei Fir-Filter.....	54
Abbildung 53: Sensitivität und Spezifität bei Lsq-Filter.....	55

9 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Gegenüberstellung von Patienten und Probanden mit Auflistung der wichtigsten Begleiterkrankungen	6
Tabelle 2: Darstellung der Korrelationskoeffizienten der verschiedenen Filter bei manueller Messung von zwei unabhängigen Beobachtern	18
Tabelle 3: Differenzen der nach Z transformierten Korrelationskoeffizienten	19
Tabelle 4: Korrelationskoeffizienten zwischen erster und zweiter bzw. erster und dritter Messung	32
Tabelle 5: Werte nach Z-Transformation der Korrelationskoeffizienten	32
Tabelle 6: Daten der gesunden Probanden für die ungefilterten Ableitungen X, Y und Z	33
Tabelle 7: Daten der gesunden Probanden für den unidirektionalen Filter	36
Tabelle 8: Daten der gesunden Probanden für den bidirektionalen Filter	37
Tabelle 9: Daten der gesunden Probanden für den Fir-Filter	38
Tabelle 10: Daten der gesunden Probanden für den Lsq-Filter	39
Tabelle 11: Daten der Patienten für die ungefilterten Ableitungen X, Y und Z	40
Tabelle 12: Daten der Patienten für den unidirektionalen Filter	42
Tabelle 13: Daten der Patienten für den bidirektionalen Filter	43
Tabelle 14: Daten der Patienten für den Fir- Filter	44
Tabelle 15: Daten der Patienten für den Lsq-Filter	45
Tabelle 16: P-Wellendauer (Median) der Probanden und Patienten in den ungefilterten Ableitungen	46
Tabelle 17: P-Wellendauer (Median) der Probanden und Patienten bei unidirektionalem Filter	48
Tabelle 18: P-Wellendauer (Median) der Probanden und Patienten bei bidirektionalem Filter	49
Tabelle 19: P-Wellendauer (Median) der Probanden und Patienten bei dem Fir-Filter	50
Tabelle 20: P-Wellendauer (Median) der Probanden und Patienten bei dem Lsq-Filter	51
Tabelle 21: Auflistung der Sensitivität und Spezifität bei verschiedenen Grenzwerten für den unidirektionalen Filter	52
Tabelle 22: Auflistung der Sensitivität und Spezifität bei verschiedenen Grenzwerten für den bidirektionalen Filter	53
Tabelle 23: Auflistung der Sensitivität und Spezifität bei verschiedenen Grenzwerten für den Fir-Filter	54
Tabelle 24: Auflistung der Sensitivität und Spezifität bei verschiedenen Grenzwerten für den Lsq-Filter	55
Tabelle 25: Darstellung der p-Werte bei unterschiedlichen Filtern	59
Tabelle 26: Darstellung der bestimmten Grenzwerte mit Sensitivität und Spezifität	60

10 Patientendaten

10.1 Fir Filter, gesunde Probanden

Fir Filter gesunde Probanden				
Patienten Nummer	P-Wellendauer [ms]	V 10 [μ V]	V 20 [μ V]	V 30 [μ V]
1	107,0	1,75	1,84	1,97
2	107,5	2,73	3,11	2,80
3	107,5	1,51	1,90	1,70
4	122,5	1,08	1,45	2,35
5	114,5	1,01	2,63	3,00
6	105,0	2,59	2,65	2,43
7	124,0	0,95	1,55	2,16
8	123,5	0,63	0,73	1,07
9	107,5	0,55	0,90	1,66
10	98,0	2,27	2,38	2,42
11	120,5	0,75	1,02	2,46
12	102,5	1,37	1,63	1,66
13	97,0	1,04	2,73	2,72
14	116,0	1,10	1,96	2,13
15	112,5	1,02	2,17	2,05
16	102,0	1,16	1,76	2,36
17	121,5	0,70	1,00	1,30
18	115,0	1,36	2,22	2,06
19	112,0	1,13	2,52	2,71
20	99,0	1,78	2,40	2,31
21	121,0	0,73	1,22	1,71
22	101,0	1,49	2,07	2,02
23	105,5	1,95	1,63	1,80
24	94,0	1,91	2,98	2,94
25	123,5	0,89	1,47	1,89
26	125,5	1,75	2,76	2,59
27	99,5	1,78	1,92	1,99
28	95,0	1,42	2,57	2,45
29	97,5	1,40	2,61	2,63
30	109,5	1,38	2,37	2,69

Patienten Nummer	P-Wellendauer [ms]	V 10 [μ V]	V 20 [μ V]	V 30 [μ V]
31	118,0	1,02	1,51	2,42
32	107,0	2,52	3,11	3,52
33	176,5	0,74	0,77	1,58
34	102,5	1,74	3,02	2,72
35	105,0	0,80	1,35	1,83
36	111,0	0,96	1,63	3,78
37	110,0	1,83	3,20	3,19
38	96,5	0,98	1,72	1,93
39	114,0	1,26	2,05	2,73
40	115,0	2,96	3,00	3,05
41	112,0	1,24	2,12	2,05
42	120,0	0,75	2,99	3,99
43	95,0	1,08	1,58	2,33
44	138,0	0,69	0,79	1,18
45	131,5	1,67	1,78	1,62
46	111,0	1,05	3,22	3,03
47	115,0	1,35	2,12	4,04
48	109,5	1,21	1,84	1,77
49	107,5	1,01	1,36	1,61
50	93,5	5,06	4,96	4,52
Mittelwert	111,5	1,42	2,09	2,38
Standardabweichung	13,9	0,77	0,81	0,74
Max	176,5	5,06	4,96	4,52
Min	93,5	0,55	0,73	1,07
Geo. Mittel	110,8	1,28	1,93	2,27
Median	109,8	1,23	2,01	2,34

10.2 Fir Filter, Patienten

Fir Filter Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern				
Patienten Nummer	P-Wellendauer [ms]	V 10 [μ V]	V 20 [μ V]	V 30 [μ V]
1	154,0	0,97	0,91	1,91
2	119,5	1,52	1,75	2,13
3	92,5	1,68	3,91	4,52
4	128,5	3,64	3,90	3,87
5	125,5	0,98	2,10	2,92
6	136,5	1,41	1,41	1,46
7	125,5	2,05	4,20	4,72
8	160,0	0,23	0,29	0,56
9	121,5	0,75	1,50	1,65
10	135,0	0,31	1,14	2,06
11	132,0	0,71	1,21	1,28
12	164,5	0,92	1,02	0,99
13	158,5	0,35	0,42	0,48
14	126,5	1,09	1,52	1,86
15	133,0	0,45	0,47	0,73
16	113,5	0,54	0,75	1,55
17	127,5	0,67	0,68	1,22
18	154,0	2,11	2,89	3,25
19	134,0	1,04	1,59	2,08
20	135,5	0,80	1,11	2,03
21	129,5	1,68	2,37	2,57
22	137,0	0,70	0,81	1,49
23	136,0	0,77	0,96	1,29
24	112,5	0,83	1,05	2,42
25	148,0	1,39	2,51	2,54
26	120,5	0,75	0,94	1,47
27	113,0	0,46	0,89	1,42
28	156,5	0,97	1,44	2,89
29	131,0	1,94	2,00	2,09
30	120,0	1,45	1,68	2,02

Patienten Nummer	P-Wellendauer [ms]	V 10 [μ V]	V 20 [μ V]	V 30 [μ V]
31	124,5	2,38	2,29	2,07
32	135,0	1,55	1,22	1,09
33	138,5	0,71	0,67	0,69
34	112,0	1,42	2,20	4,13
35	137,5	0,61	0,63	1,12
36	134,0	1,12	1,80	1,97
37	114,5	0,77	1,01	1,38
38	127,5	0,76	1,04	3,02
39	145,0	0,48	0,69	1,28
40	129,0	0,75	0,92	1,42
41	122,0	1,19	1,75	1,84
42	140,0	0,70	1,22	1,68
43	156,0	3,64	4,75	4,77
44	144,5	1,44	1,59	1,09
45	115,5	1,37	1,40	1,47
46	128,5	0,96	2,56	2,99
47	145,0	0,35	1,11	1,47
48	116,0	1,47	2,14	2,22
49	135,5	1,25	1,56	1,93
50	151,0	0,63	0,92	1,02
51	142,5	0,99	1,93	1,89
52	119,0	0,91	2,30	2,68
53	155,0	2,87	3,34	3,02
54	138,0	1,18	1,69	1,91
55	112,5	1,53	2,01	2,73
56	161,5	1,02	1,96	1,66
Mittelwert	133,2	1,16	1,65	2,04
Standardabweichung	15,3	0,72	0,97	1,00
Max	164,5	3,64	4,75	4,77
Min	92,5	0,23	0,29	0,48
Geo. Mittel	132,4	0,99	1,40	1,81
Median	133,5	0,98	1,47	1,90

10.3 Unidirektionaler Filter, gesunde Probanden

Unidirektionaler Filter gesunde Probanden				
Patienten Nummer	P-Wellendauer [ms]	V 10 [μ V]	V 20 [μ V]	V 30 [μ V]
1	150,0	1,15	1,33	2,58
2	146,0	0,92	1,02	0,99
3	139,0	2,65	3,16	3,88
4	152,5	0,35	0,42	0,48
5	145,0	0,97	0,91	1,91
6	128,5	2,95	6,53	8,33
7	148,5	0,45	0,47	0,73
8	130,0	3,17	4,37	4,61
9	120,0	1,22	1,91	3,67
10	111,5	3,37	5,51	7,49
11	136,0	1,32	2,89	4,71
12	123,0	1,58	1,76	2,48
13	111,5	5,52	7,40	10,17
14	134,0	1,68	3,91	4,52
15	126,5	3,64	3,90	3,87
16	143,0	0,67	0,68	1,22
17	141,5	1,69	1,84	2,00
18	155,0	0,70	0,81	1,49
19	121,5	1,41	1,41	1,46
20	121,0	4,11	4,52	4,68
21	137,5	1,45	1,68	2,02
22	130,0	2,05	4,20	4,72
23	128,5	3,09	4,22	6,25
24	129,5	1,55	1,22	1,09
25	127,0	4,99	5,27	6,59
26	161,0	0,71	0,67	0,69
27	124,5	3,64	4,75	4,77
28	128,5	0,98	1,36	2,13
29	112,0	6,75	9,59	11,01
30	141,5	3,63	3,67	4,29

Patienten Nummer	P-Wellendauer [ms]	V 10 [μ V]	V 20 [μ V]	V 30 [μ V]
31	159,5	1,12	1,47	1,69
32	147,5	0,75	1,38	2,51
33	127,0	3,12	4,51	5,45
34	143,0	0,23	0,29	0,56
35	122,0	1,71	2,58	3,42
36	139,5	1,30	1,73	3,05
37	142,0	0,75	1,50	1,65
38	110,5	2,86	4,56	4,69
39	130,0	1,19	1,75	1,84
40	134,0	1,94	2,76	4,32
41	132,0	1,37	1,40	1,47
42	146,0	7,42	7,03	6,37
43	110,0	2,24	3,36	3,94
44	158,0	0,65	0,96	1,79
45	132,0	2,13	2,64	3,62
46	143,0	0,35	1,11	1,47
47	144,5	0,31	1,14	2,06
48	137,5	1,43	2,04	2,66
49	138,5	1,55	1,78	2,14
50	125,0	2,53	3,46	4,05
Mittelwert	134,5	2,07	2,78	3,47
Standardabweichung	13,0	1,61	2,05	2,38
Max	161,0	7,42	9,59	11,01
Min	110,0	0,23	0,29	0,48
geo. Mittel	133,9	1,55	2,10	2,74
Median	134,0	1,55	1,88	2,86

10.4 Unidirektionaler Filter, Patienten

Unidirektionaler Filter				
Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern				
Patienten Nummer	P-Wellendauer [ms]	V 10 [μ V]	V 20 [μ V]	V 30 [μ V]
1	141,0	12,47	11,89	14,73
2	137,0	4,28	4,19	5,57
3	119,0	1,50	1,95	3,77
4	157,0	2,22	2,28	4,61
5	143,0	2,64	4,04	6,66
6	144,0	1,35	1,88	2,09
7	135,0	8,64	9,49	14,07
8	131,5	2,15	2,89	3,67
9	136,5	2,18	2,35	3,15
10	146,0	2,61	3,55	3,90
11	148,0	1,52	1,75	3,68
12	126,5	2,08	2,61	3,12
13	123,5	4,45	6,28	10,54
14	117,5	3,29	4,48	4,93
15	136,0	2,09	2,37	3,74
16	141,0	1,36	1,83	3,76
17	144,0	1,31	1,57	2,62
18	162,5	8,60	9,29	9,98
19	142,5	4,04	5,02	5,52
20	148,5	1,71	2,48	4,70
21	148,0	1,35	2,22	3,66
22	129,0	3,18	3,61	4,57
23	160,0	1,88	1,90	2,93
24	112,0	0,93	1,25	1,77
25	159,5	1,77	1,93	4,96
26	132,5	1,42	1,86	3,01
27	122,5	1,06	1,67	2,43
28	176,0	2,48	2,75	5,80
29	148,5	2,93	3,57	4,58
30	122,0	3,91	3,96	4,87

Patienten Nummer	P-Wellendauer [ms]	V 10 [μ V]	V 20 [μ V]	V 30 [μ V]
31	128,5	3,26	3,48	3,68
32	132,0	3,53	4,80	4,69
33	135,5	1,26	2,34	3,72
34	151,5	1,12	2,01	3,18
35	167,5	0,97	1,25	2,57
36	163,5	0,84	1,12	1,83
37	138,0	0,93	1,53	1,82
38	147,5	2,33	3,49	5,00
39	160,5	1,14	1,52	2,42
40	135,0	1,52	1,81	2,61
41	140,5	1,30	2,00	2,65
42	131,5	5,06	5,42	7,63
43	154,0	4,36	5,71	5,32
44	154,0	1,74	2,80	4,64
45	130,0	2,46	3,64	4,48
46	161,5	0,88	1,68	2,40
47	154,5	1,12	1,38	2,91
48	130,0	3,14	3,98	5,85
49	159,0	2,25	2,88	4,65
50	145,0	1,44	2,21	2,31
51	167,0	1,86	2,92	4,23
52	139,0	1,85	2,75	7,01
53	147,5	13,10	12,62	12,13
54	149,0	3,05	3,32	4,36
55	136,0	1,77	2,28	3,16
56	177,5	0,98	1,45	3,08
Mittelwert	143,3	2,76	3,34	4,67
Standardabweichung	14,7	2,52	2,44	2,79
Max	177,5	13,10	12,62	14,73
Min	112,0	0,84	1,12	1,77
Geo. Mittel	142,6	2,16	2,80	4,11
Median	142,8	1,98	2,55	3,84

10.5 Bidirektionaler Filter, gesunde Probanden

Bidirektionaler Filter gesunde Probanden				
Patienten Nummer	P-Wellendauer [ms]	V 10 [μ V]	V 20 [μ V]	V 30 [μ V]
1	111	2,40	6,12	6,78
2	100	4,65	7,53	8,22
3	112	1,85	2,69	6,38
4	112	1,54	3,16	6,01
5	109	4,11	7,38	8,20
6	105	2,73	9,56	13,05
7	104	2,10	3,34	4,46
8	119	8,67	7,90	7,54
9	107	4,11	10,47	13,01
10	113	6,78	7,22	6,68
11	102	8,07	17,96	28,44
12	96	1,72	1,96	2,41
13	95	13,71	19,82	22,18
14	102	1,78	2,75	4,25
15	93	1,67	3,16	3,90
16	97	6,31	9,83	10,68
17	116	3,83	5,13	16,12
18	114	1,37	3,07	4,33
19	93	4,01	6,30	6,86
20	88	8,53	11,21	13,50
21	92	4,95	5,83	6,46
22	85	5,53	7,45	7,47
23	104	4,38	5,79	5,35
24	82	2,90	6,95	8,61
25	97	44,64	54,73	68,39
26	108	5,67	7,40	8,94
27	89	6,83	6,82	7,85
28	82	4,48	5,05	5,78
29	91	16,94	20,54	22,87
30	86	3,95	5,01	5,54

Patienten Nummer	P-Wellendauer [ms]	V 10 [μ V]	V 20 [μ V]	V 30 [μ V]
31	103	1,66	3,10	3,85
32	99	2,55	5,52	6,53
33	89	6,29	9,94	11,56
34	87	1,58	2,03	3,18
35	84	0,98	1,55	3,05
36	104	1,35	4,66	4,81
37	97	5,83	7,14	7,14
38	73	1,91	2,07	2,84
39	103	2,99	4,12	4,61
40	107	6,83	8,64	11,68
41	105	4,23	5,84	7,74
42	110	2,74	6,23	10,15
43	82	6,44	7,98	9,42
44	123	1,99	3,47	5,61
45	110	5,65	5,95	7,40
46	104	1,37	2,54	5,78
47	99	1,66	2,07	4,02
48	102	2,98	3,64	3,95
49	102	1,55	1,87	2,30
50	92	9,95	9,30	13,14
Mittelwert	100	5	7	9
Standardabweichung	11	7	8	10
Max	123	45	55	68
Min	73	1	2	2
geo. Mittel	99	4	6	7
Median	102	4	6	7

10.6 Bidirektionaler Filter, Patienten

Bidirektionaler Filter				
Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern				
Patienten Nummer	P-Wellendauer [ms]	V 10 [μ V]	V 20 [μ V]	V 30 [μ V]
1	124	117,25	108,21	126,55
2	120	4,10	5,13	12,79
3	98	2,46	9,06	15,47
4	133	7,80	11,36	12,67
5	119	2,05	5,74	6,61
6	139	8,55	11,27	17,16
7	105	3,50	5,37	6,72
8	125	28,07	34,04	36,82
9	117	3,04	4,76	9,63
10	114	25,34	33,74	37,47
11	133	9,29	15,89	39,10
12	116	8,00	11,18	14,32
13	108	3,12	6,30	10,77
14	113	3,21	4,73	4,82
15	114	4,31	9,57	16,84
16	113	5,86	17,28	20,14
17	106	18,88	22,24	30,17
18	138	19,50	18,44	19,95
19	136	4,77	5,34	8,67
20	140	5,64	7,69	8,65
21	122	2,41	4,12	5,56
22	124	2,65	3,18	5,85
23	126	3,12	3,50	3,37
24	97	1,91	2,01	6,82
25	137	3,42	4,70	7,77
26	129	3,53	12,24	14,99
27	126	2,72	5,73	9,73
28	139	1,16	2,57	4,80
29	118	4,47	4,94	5,21
30	113	5,70	24,66	37,16

Patienten Nummer	P-Wellendauer [ms]	V 10 [μ V]	V 20 [μ V]	V 30 [μ V]
31	116	12,94	14,29	13,22
32	122	5,05	6,66	6,10
33	112	1,06	1,38	3,06
34	114	1,73	3,40	11,24
35	125	2,67	5,88	18,86
36	128	1,90	7,37	8,01
37	113	1,53	2,92	7,01
38	119	7,72	24,65	31,89
39	140	2,66	2,62	3,93
40	123	22,28	34,66	34,62
41	114	1,74	3,12	6,46
42	115	17,71	22,82	28,64
43	113	4,93	7,28	7,15
44	133	3,87	10,55	13,72
45	111	19,90	24,64	23,65
46	113	0,97	2,74	4,14
47	132	4,13	12,68	30,23
48	116	3,74	2,94	18,12
49	141	12,76	24,05	36,74
50	134	2,38	3,65	3,86
51	135	12,87	20,82	41,22
52	118	0,94	1,97	5,31
53	139	20,02	21,26	23,83
54	131	4,16	26,71	36,13
55	105	3,83	8,44	17,59
56	136	2,23	6,40	12,85
Mittelwert	122	9	13	18
Standardabweichung	11	16	16	19
Max	141	117	108	127
Min	97	1	1	3
Geo. Mittel	122	5	8	13
Median	121	4	7	13

10.7 LSQ Filter, gesunde Probanden

LSQ Filter gesunde Probanden				
Patienten Nummer	P-Wellendauer [ms]	V 10 [μ V]	V 20 [μ V]	V 30 [μ V]
1	114,0	1,43	1,39	1,40
2	125,0	1,36	4,44	6,33
3	126,0	1,96	2,51	3,44
4	128,0	0,95	1,10	1,80
5	129,5	2,14	5,25	6,88
6	125,5	1,47	2,80	4,71
7	132,5	1,38	1,92	2,51
8	108,5	2,50	2,37	2,40
9	100,5	1,35	2,86	3,80
10	95,5	3,24	3,41	3,65
11	115,0	1,35	4,35	5,50
12	104,0	1,29	1,88	2,76
13	109,0	2,73	5,76	6,65
14	124,5	1,69	3,04	4,76
15	127,5	1,07	1,56	3,06
16	110,5	1,60	3,04	3,61
17	109,5	2,07	2,39	2,75
18	120,0	1,62	2,77	2,91
19	107,0	2,74	4,56	4,36
20	91,0	2,81	4,11	4,45
21	123,5	4,47	6,23	6,26
22	104,5	1,20	2,48	3,44
23	138,5	2,21	3,48	4,34
24	102,0	1,72	4,40	5,83
25	117,0	2,18	3,54	4,35
26	125,0	3,83	5,11	4,55
27	93,0	2,12	2,61	3,38
28	107,0	1,80	3,19	4,52
29	110,5	2,44	6,10	7,02
30	117,0	2,86	6,93	7,15

Patienten Nummer	P-Wellendauer [ms]	V 10 [μ V]	V 20 [μ V]	V 30 [μ V]
31	120,5	3,27	3,99	5,29
32	115,0	1,42	3,55	5,07
33	121,0	3,55	3,75	3,72
34	100,0	4,04	4,00	3,86
35	99,0	1,64	2,06	3,40
36	103,0	1,19	2,42	6,14
37	117,0	2,39	3,43	3,67
38	105,0	1,83	3,15	2,98
39	128,5	1,36	2,05	3,15
40	112,5	3,63	4,61	4,54
41	126,5	1,52	1,79	2,92
42	128,5	1,40	2,97	6,84
43	85,0	3,11	4,47	5,38
44	120,5	1,41	1,44	1,99
45	121,0	2,02	1,99	2,50
46	134,0	1,03	2,01	3,85
47	112,5	1,23	1,84	3,64
48	105,0	2,36	3,65	3,30
49	106,5	2,04	2,67	2,80
50	86,5	6,32	5,29	5,60
Mittelwert	113,8	2,17	3,33	4,18
Standardabweichung	12,7	1,05	1,37	1,47
Max	138,5	6,32	6,93	7,15
Min	85,0	0,95	1,10	1,40
geo. Mittel	113,1	1,97	3,06	3,93
Median	114,5	1,90	3,10	3,83

10.8 LSQ Filter, Patienten

LSQ Filter Patienten mit intermittierendem Vorhofflimmern				
Patienten Nummer	P-Wellendauer [ms]	V 10 [μ V]	V 20 [μ V]	V 30 [μ V]
1	138,0	5,95	6,96	9,93
2	129,5	2,15	2,41	2,81
3	103,0	0,69	1,67	3,74
4	149,5	1,59	2,78	5,01
5	139,5	0,91	1,26	2,98
6	139,0	0,97	1,65	2,24
7	132,5	2,28	3,86	6,81
8	113,5	0,84	1,24	1,84
9	115,5	0,69	1,34	1,69
10	118,0	2,29	2,76	2,83
11	142,0	0,62	1,07	1,51
12	102,0	3,21	4,60	5,19
13	136,0	0,75	1,90	3,01
14	130,0	0,84	1,84	2,74
15	124,0	0,97	2,24	2,02
16	122,0	0,85	2,35	3,29
17	129,0	1,20	1,64	2,35
18	132,0	3,68	4,13	4,14
19	143,0	1,45	2,38	2,97
20	127,0	2,24	3,54	3,76
21	142,0	1,27	2,75	3,26
22	125,0	1,13	1,72	2,59
23	127,5	1,97	2,07	1,87
24	108,5	1,56	3,53	3,82
25	146,5	1,22	2,79	4,79
26	113,0	1,29	1,72	2,24
27	93,5	0,80	1,00	1,30
28	151,5	1,62	3,12	4,11
29	139,5	1,16	2,43	2,70
30	125,5	0,95	1,58	2,68

Patienten Nummer	P-Wellendauer [ms]	V 10 [μ V]	V 20 [μ V]	V 30 [μ V]
31	132,0	0,98	1,88	1,92
32	121,0	1,33	1,34	1,70
33	121,0	1,34	2,15	2,98
34	118,0	1,15	2,34	3,52
35	137,5	0,96	1,03	2,18
36	144,0	0,83	1,14	1,42
37	122,0	1,01	1,55	2,19
38	122,0	0,92	2,04	5,37
39	139,0	1,05	1,33	3,04
40	121,5	0,89	1,78	2,53
41	112,5	2,21	2,89	3,63
42	121,0	3,10	4,30	5,14
43	122,5	2,11	3,69	4,86
44	116,0	0,78	1,20	1,79
45	113,0	2,82	3,30	3,98
46	119,0	0,74	1,76	2,60
47	146,0	1,45	1,90	2,54
48	128,0	0,86	2,44	3,13
49	148,5	1,45	2,65	2,59
50	125,5	1,03	1,50	1,87
51	152,0	2,87	4,68	4,53
52	120,0	2,83	5,14	6,79
53	117,0	3,35	3,27	3,18
54	147,5	0,72	1,37	1,63
55	114,0	2,55	3,59	5,66
56	149,5	2,16	3,50	3,90
Mittelwert	128,0	1,6	2,5	3,3
Standardabweichung	13,7	1,0	1,2	1,6
Max	152,0	6,0	7,0	9,9
Min	93,5	0,6	1,0	1,3
Geo. Mittel	127,3	1,4	2,2	3,0
Median	126,3	1,2	2,2	3,0

10.9 Ungefilterte Ableitungen, gesunde Probanden

Ungefilterte Ableitung gesunde Probanden			
Patienten Nummer	x [ms]	y [ms]	z [ms]
1	114	135	123
2	111	108	108
3	99	111	102
4	120	114	111
5	108	111	111
6	102	102	120
7	120	117	120
8	105	99	105
9	81	96	111
10	96	99	99
11	72	114	111
12	90	99	108
13	99	108	102
14	120	126	111
15	108	114	108
16	123	105	108
17	108	114	111
18	108	120	105
19	114	105	99
20	99	99	93
21	108	96	108
22	99	96	99
23	114	96	114
24	87	93	96
25	93	93	117
26	105	120	114
27	108	120	117
28	117	93	93
29	90	96	99
30	105	114	120

Patienten Nummer	x [ms]	y [ms]	z [ms]
31	120	123	132
32	117	105	123
33	96	111	111
34	90	99	105
35	99	102	111
36	90	105	105
37	114	114	114
38	87	96	81
39	99	111	108
40	114	114	90
41	108	108	96
42	111	111	111
43	114	111	111
44	132	132	144
45	135	132	135
46	114	105	105
47	105	114	117
48	90	105	105
49	111	111	114
50	111	102	111
Mittelwert	106	108	109
Standardabweichung	13	10	11
Max	135	135	144
Min	72	93	81
geo. Mittel	105	108	109
Median	108	108	111

10.10 Ungefilterte Ableitungen, Patienten

Ungefilterte Ableitung Patienten			
Patienten Nummer	x [ms]	y [ms]	z [ms]
1	126	126	126
2	102	105	105
3	81	90	90
4	165	132	138
5	120	129	126
6	129	129	129
7	123	105	123
8	117	125	117
9	108	114	90
10	114	120	108
11	129	147	147
12	105	102	99
13	129	129	108
14	120	126	114
15	96	114	126
16	114	114	114
17	102	111	120
18	120	120	123
19	120	126	139
20	120	123	120
21	117	120	120
22	111	105	117
23	135	138	138
24	108	108	102
25	123	141	123
26	105	105	120
27	108	120	114
28	138	153	144
29	132	129	126
30	99	105	105

Patienten Nummer	x [ms]	y [ms]	z [ms]
31	111	105	111
32	126	141	120
33	123	126	117
34	111	108	108
35	105	123	126
36	117	117	120
37	120	120	120
38	114	117	117
39	132	126	126
40	102	123	117
41	114	120	114
42	99	114	102
43	120	114	120
44	111	120	117
45	105	105	114
46	114	108	120
47	117	132	117
48	108	108	108
49	108	126	156
50	132	126	120
51	126	144	144
52	123	120	120
53	132	132	135
54	132	105	105
55	96	120	120
56	144	135	150
Mittelwert	117	120	120
Standardabweichung	14	13	14
Max	165	153	156
Min	81	90	90
Geo. Mittel	116	120	119
Median	117	120	120