

Klinik für Kardiologie und Angiologie
Universitäres Herzzentrum
Hamburg
Direktor: Prof. Dr. med. Thomas Meinertz

Vergleichende Analyse der ärztlichen und computerisierten 12-Kanal Ruhe EKG
Befundung in der bevölkerungsbasierten prospektiven Heinz Nixdorf Recall Studie

Dissertation

Zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
dem Fachbereich Medizin der Universität Hamburg
vorgelegt von

Christamaria Schlüter
Hamburg

Hamburg 2006

Inhaltsverzeichnis:

1	Einleitung	3
1.1	Historischer Überblick.....	7
1.1.1	Historischer Überblick auf die Entwicklung der Elektrokardiographie.....	7
1.1.2	Entwicklung der rechnergestützten EKG Auswertung.....	8
1.2	Allgemeine Grundlagen der rechnergestützten EKG-Auswertung	12
1.3	Probleme der rechnergestützten EKG-Auswertung	14
1.4	Probleme der ärztlichen EKG Auswertung.....	16
1.5	Ziel der Untersuchung	17
2	Methodik.....	18
2.1	Hintergrund – Die Heinz Nixdorf Recall Studie	18
2.1.1	Ablauf der EKG Registrierung in der Heinz Nixdorf Recall Studie.....	20
2.1.2	Digitale Auswertung der EKG's in der Heinz Nixdorf Recall Studie.....	23
2.2	Analyse der ärztlichen und computerisierten 12-Kanal Ruhe EKG Befundung	25
2.2.1	Auswahl der EKG's zur ärztlichen Analyse	25
2.2.2	Ärztliche (oder visuelle) EKG – Analyse	26
2.2.3	Statistische Analysen.....	29
3	Ergebnisse	30
3.1	Demographische Daten	30
3.2	Vergleich der durch den Arzt erhobenen und der digitalen Messwerte in den Gruppen der „Zufallsstichprobe“ und „Infarktstichprobe“	32
3.2.1	Herzfrequenz	33
3.2.2	PR-Zeit	35
3.2.3	QRS-Dauer	37
3.2.4	QT-Intervall.....	39
3.2.5	QTc-Intervall	41
3.3	Abweichung zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG- Messwerte	43
3.3.1	Herzfrequenzabweichung	43
3.3.2	PR-Intervallabweichung	45

3.3.3	QRS-Dauerabweichung	47
3.3.4	QT-Intervallabweichung	49
3.3.5	QTc-Intervallabweichung	51
3.4	Vergleich der Ergebnisse der ärztlichen und digitalen Analyse morphologischer EKG Kriterien (Charakteristika)	53
3.4.1	Auswertung der „Zufallsstichprobe“ hinsichtlich der gewählten morphologischen Kriterien	53
3.4.2	Auswertung der „Infarktstichprobe“	54
3.4.3	Häufigkeit von Artefakten und fehlender / eingeschränkter Kodierbarkeit	56
3.5	Deskriptive Analyse der ST-Strecken, T-Wellen und Q-Zacken durch den Arzt	57
3.5.1	ST-Strecken Veränderungen	57
3.5.2	T-Wellenabnormalität.....	58
3.5.3	Signifikante Q-Zacken	60
3.5.4	Rhythmus-, Achsentyp und QT-Kategorie	62
3.6	Diskussion	63
4	Zusammenfassung	69
5	Literaturverzeichnis.....	70
6	Anhang	84
6.1	Anhang 1 – Abkürzungsverzeichnis.....	84
6.2	Anhang 2 – Abbildungsverzeichnis:.....	86
6.3	Anhang 3 – Tabellenverzeichnis:.....	88
6.4	Anhang 4 – CRF – Case Report Formular.....	90
6.5	Anhang 5 – Durchführung der Untersuchung der EKG Registrierung laut Recall Handbuch.....	91
7	Danksagung	99
8	Lebenslauf.....	100
9	Erklärung.....	102

1 Einleitung

Verbesserte Lebensbedingungen und Gesundheitsvorsorge, sowie Fortschritte in der Erkennung und Behandlung vieler Erkrankungen, steigerte die Lebenserwartung in den westlichen Ländern so deutlich wie noch nie. Seit Ende der 60-ziger Jahre ist ein Rückgang der Herzinfarktrate im internationalen Durchschnitt zu verzeichnen. [61] Die absolute Zahl der an Herz-Kreislauf-Krankheiten verstorbener Patienten nahm weiter zu trotz der Fortschritte in Diagnostik und Therapie der durch Arteriosklerose verursachten Krankheiten. [4]

- Alter
- Männliches Geschlecht
- Genetische Disposition
- (positive Familienanamnese)
- Gesamtcholesterin
- HDL-Cholesterin
- LDL-Cholesterin
- Hyperglykämie und Diabetes mellitus
- Niedriges HDL-Cholesterin
- Zigarettenrauchen
- Übergewicht (BMI :Body Mass Index)
- Systolischer Blutdruck
- Diastolischer Blutdruck
- CRP (C-Reaktives Protein)
- Triglyceride
- Homozystein
- Fibrinogen
- Körperliche Inaktivität

Tabelle 1: Auswahl wichtiger Risiko-Faktoren der Arteriosklerose

Epidemiologische Untersuchungen lieferten einen wichtigen Beitrag zur Identifizierung kardiovaskulärer Risikofaktoren für eine präventive Medizin und eine genauere Vorhersage für die Wahrscheinlichkeit, dass sich in den nächsten Jahren eine koronare Herzkrankheit klinisch manifestieren könnte.

Eine Reihe von Risikofaktoren konnte für das Auftreten einer kardiovaskulären Erkrankung identifiziert werden. [33,47,95,106,117] (Tab. 1) Bei der Behandlung der arteriellen Hypertonie [101,118], des Rauchers [78], der Hypercholesterinämie [78,102,125] und

des Diabetes mellitus [116], konnte die Wirksamkeit präventiver Strategien belegt werden.

Das EKG ist neben der Anamnese inklusive der Erhebung kardiologischer Risikofaktoren und dem physikalischen Herzstatus ein wichtiger Bestandteil der Herz-Kreislauf-Diagnostik. [112] Damit sich dessen Einsatz lohnt, muss es zu der üblichen Risikofaktorenreherhebung, wie z.B. des Framingham-Scores, PROCAM-Scores oder Euro-Scores [4], zusätzliche Informationen zur Identifizierung kardiovaskulärer Erkrankungen liefern. Als eine nichtinvasive und kostengünstige Methode gibt die EKG Aufzeichnung eine erste Auskunft über eine myokardiale Schädigung des Organs [112] und drohende Herzrhythmusstörungen. [4,61]

Verschiedene EKG-Parameter mit prognostischer Relevanz wurden in klinischen und populationsbasierten Studien identifiziert, wie Q-Zacke [23,35,80], ST-Strecken Senkung [45], ST-Strecken Hebungen [68,128], rechtsventrikuläre Hypertrophie (RVH) [34,114], linksventrikuläre Hypertrophie LVH [4], Herzfrequenz (HF), Vorhofflimmern (VHF) [8], T-Wellen Anormalität [66] und LVH [21,118].

- Q-Zacke
- ST-Strecken Senkung
- ST-Strecken Hebung
- Rechts Ventrikuläre Hypertrophie
- Links Ventrikuläre Hypertrophie
- T-Wellen Veränderungen
- Vorhofflimmern
- QT-Zeiten Veränderungen

Tabelle 2: EKG Veränderungen mit prognostischer Bedeutung kardiovaskulärer Ereignisse

Die Messung und Auswertung sind abhängig vom Auswertenden, aber letztendlich verbleibt die Verantwortung für die Befunderhebung und Bewertung beim Arzt. Um die Sicherheit der Auswertung zu erhöhen, entwickelten Henry Blackburn und dessen Team den Minnesota Code. Dieses System ist deskriptiv und beinhaltet eine Klassifikation der unterschiedlichen EKG-Veränderungen. [4,53]

Die rasante Entwicklung in der Computertechnik hat die Möglichkeit zur Erstellung von Programmen eröffnet, das EKG gleichzeitig aufzuzeichnen, abzubilden, zu vermessen und deuten zu können.

Die neue Methode bietet den Vorteil, dass die Ergebnisse rasch zur Verfügung stehen und eine gleichbleibende Verlässlichkeit aufweisen. Durch die Möglichkeit der Archivierung der Daten ist der schnelle Vergleich mit früher aufgenommenen EKG's ein zusätzlicher Pluspunkt. [32]

In der Forschung und vor allem in epidemiologischen Studien sind häufig eine große Anzahl von EKG Registrierungen mit Messung und Auswertung notwendig. Bei einem hohen Aufkommen von EKG-Anfertigungen ist die Computerauswertung zeitsparend und entlastend für den Arzt. Darüber hinaus kann der Rechner das EKG exakter und schneller vermessen als der Arzt. Die Zeitsparnis liegt nach Hofmann bei 50–70 % gegenüber der konventionellen EKG-Befundung. [41] Der Zeitaufwand für Diktat, Niederschrift und Korrektur sollte ebenfalls nicht unterschätzt werden. [41] Die rechnergestützte EKG-Auswertung führt zu einer deutlichen Kostenersparnis. [59]

Dem gegenüber beinhaltet die EDV gestützte Auswertung eine gewisse Problematik. Das System ist unflexibel; es ist nicht in der Lage Daten wie z.B. Alter, andere Erkrankungen und den aktuellen Zustand des Patienten mit einzubeziehen. [60] Das 12 SL Programm bietet eine spezielle Option für Kinder unter 16 Jahren. [1]

Die American College of Cardiology/American Heart Association/American Society of Internal Medicine (ACC/AHA/ACP-ASIM) Task Force on Clinical Competence, 1998, hat Empfehlungen zur verbesserten Validierung des kognitiven und technischen Standards computergestützter EKG-Auswertung herausgegeben. Diese elementaren Standards sind für die einheitliche Bewertung der EKG-Aufzeichnung und Interpretation notwendig. [44]

Computerprogramme müssen ausführlichen Testungen unterzogen werden und unter anderem in die CSE (Common Standard of Electrocardiogram) Diagnose Datenbank aufgenommen werden, ein Projekt, welches den Austausch von Messungen und Kriterien fördert. [7]

Der „Goldstandard“ für die Ruhe-EKG-Analyse in epidemiologischen Studien ist der Minnesota Code. [54] In der klinischen Praxis haben neue bildgebende Verfahren, moderne EKG-Analyse-Systeme diesen Code verdrängt. Bislang ist nicht geklärt, ob die computergestützte Ruhe-EKG-Analyse ausreichend genau ist, um sie für eine prognostische Stratifizierung in einer epidemiologischen Studie zu nutzen. [44]

Bei den Untersuchungen der Vor- und Nachteile der neuen Technologie sollten vor allem die Auswirkung auf die Sicherheit in der Therapie des Patienten im Vordergrund stehen. Die Grundlage der Sicherheit der rechnergestützten EKG Auswertung ist der Vergleich mit der ärztlichen, visuellen Auswertung. [44]

1.1 Historischer Überblick

1.1.1 Historischer Überblick auf die Entwicklung der Elektrokardiographie

- 1787 Galvani weist den Zusammenhang zwischen Froschschenkeln Kontraktionen und elektrischer Erregung nach
- 1842 Matteucci entdeckt die elektromotorische Wirkung der Herzmuskelatur an Tauben
- 1856 Kölliker und Müller weisen erstmals Aktionsströme am Froschherzen nach
- 1872 Lippmann konstruiert den Kapillarelektrometer
- 1876 Marey zeichnet elektrische Phänomene bei der Systole des Froschherzens mit dem Lippmannschen Kapillarelektrometer auf
- 1887 Waller gelingt mit Hilfe des Kapillarelektrometers die erste EKG-Ableitung von sich und seinem Hund aufzuzeichnen
- 1895 Einführung der Bezeichnungen P, Q, R, S, T für den Kurvenverlauf des EKG's durch Einthoven
- 1903 Einthoven ermöglicht mit der Konstruktion des Saitengalvanometers das klassische EKG-Gerät
- 1904 Wenckenbach veröffentlicht eine Abhandlung über kardiale Arrhythmien
- 1905 Einthoven veröffentlichte die Artikel „Le Telecardiogramme“ und „Weiteres über das Elektrokardiogramm“ mit ersten EKG-diagnostischen Kriterien
- 1906 Erstes erfolgreiches fetales EKG-Monitoring
- 1909 Nicolai entdeckt den Zusammenhang zwischen Veränderung der Repolarisation und der Einnahme von Digitalis
- 1910 Beschreibung von Schenkelblockbildern durch Eppinger
- 1911 Erste Entwicklung einer praktischen Tischversion des bisherigen Saitengalvanometers durch Thomas Lewis, London
- 1912 Dokumentation vom Kammerflattern und -flimmern durch Hoffman
- 1913 Hofmann publiziert das erste Handbuch der Elektrokardiographie
- 1915 Wilson beschreibt die Delta-Welle beim WPW-Syndrom
- 1920 Pardee schildert das Auftreten von Repolarisationsstörung beim Infarkt-EKG
- ca. 1926 Entwicklung einer ersten tragbaren EKG-Schreibversion durch die Cambridge Scientific Company
- 1928 Darstellung des Zusammenhangs von Angina-Pectoris-Anfällen und entsprechenden ST-T-Veränderungen
- 1930 Wilson entwickelt unipolare Brustwandableitungen
- 1938 Duchosal und Sulzer beschreiben die Vektokardiographie
- 1947 Goldberger veröffentlicht die Grundlagen der unipolaren Extremitätenableitung

Tabelle 3: Historischer Rückblick über die Entwicklung der Elektrokardiographie

1.1.2 Entwicklung der rechnergestützten EKG Auswertung

Der erste Schritt in die elektronische Datenverarbeitung von Elektrokardiogrammen wurde Ende der 30iger Jahre mit dem Aufkommen der ersten EKG-Schreiber mit Transistoren gemacht, die eine direkte Aufzeichnung der „Kurve“ ohne den bisherigen Umweg über die Photographie des Oszillographen, ein Messgerät zur optischen Darstellung zeitlich schnell veränderlicher Vorgänge in der Elektrotechnik, ermöglichte. Die Computerära begann Anfang der 50er Jahre mit der Entwicklung moderner Verstärkertechnologie, anfangs auf Analogbasis, später in Digitaltechnik. (45)

Um 1950	Entwicklung von Verstärkertechnologie (45)
1958	Einführung des Systems am Veterans Hospital in Washington D.C. durch Pipberger (81)
1961	EKG Signale werden von Pipberger nach korrigierten Ableitungen nach Frank registriert (80, 81, 82)
1962	Cesar Caceres nutzt zur Analyse die 12 Ableitungen nach Goldberger und Wilson (63)
1965	Das Programm von Arverdson ermöglicht das EKG bei Patienten mit koronaren Herzerkrankungen von EKG gesunder Patienten zu unterscheiden
1968	Auswertung von Vektorkardiogrammen Erste europäische Publikation auf dem Gebiet der EKG Analyse (93)

Tabelle 4: Historische Entwicklung der rechnergestützten EKG Auswertung

Laut Claus O. Köhler in Historie der Medizinischen Informatik in Deutschland von den Anfängen bis 1980, war die Universität Mainz in Deutschland um 1970 herum die Hochburg der Verarbeitung elektrokardiographischer Daten. [49] Die Universität Mainz arbeitete mit Dudek und Michaelis als führende Wissenschaftler. Michaelis erstellte eine Übersicht über entwickelte Schlüssel und deren technische Realisierung, die für die Be fundung von Elektrokardiogrammen nötig waren. [71]

Auch in der statistischen Auswertung wurden zwei unterschiedliche Wege beschritten. Caceres entwickelte logische Programme, in denen bestimmte Diagnosekriterien in Form eines „Entscheidungsbaumes“ angeordnet waren. Die erhobenen Messwerte durchliefen diese Entscheidungsstruktur und führten zu einer diagnostischen Aussage. [20] Pipberger dagegen bediente sich der statistischen Varianz- und Diskriminanzanalyse, um zu mehreren Diagnosemöglichkeiten zu gelangen. [20,63]

Weltweit wurden Projekte ins Leben gerufen neue Programme zu entwickeln. [36,130] Für die 12 konventionellen Ableitungen entwickelten u.a. Bonner und Pordy Programme.

[15,16,87] Ein Pionier war Dr. Ralph Smith. [89] Er erstellte erstmals ein Computer-EKG-Auswertungsprogramm und wandte es erfolgreich in der Mayo-Klinik an. Dr. Otto Schmitt aus Minneapolis dokumentierte alle wichtigen Treffen der damaligen Zeit und trug somit wesentlich zum Fortschritt bei, indem er seine und andere Ideen katalogisierte.

Bei der analog-digitalen Umwandlung hatte sich ein Auflösungsvermögen von 8-11 Bit sowie eine Abtastrate von 250-500 Hz durchgesetzt. [41] Die digitalisierten EKG-Signale wurden vorwiegend telefonisch an ein räumlich entferntes Auswertungszentrum überspielt, wo die automatische Analyse durch ein entsprechendes Programm stattfand.

Multi-Task-Performance Geräte folgten, in denen verschiedene Bearbeitungsstufen gleichzeitig abliefern (Registrierung der Signale, Übertragung ins Auswertungszentrum und Ausdruck der Befunde). Durch die Möglichkeit der Speicherung in den Auswertungszentren konnten große EKG-Datenmengen gespeichert und so auch epidemiologische Studien ermöglicht werden. Mit der Entwicklung der Mikrochips mit immer größeren Speicherkapazitäten folgten die sog. stand-alone Versionen. Hier befand sich das Auswertungsprogramm im EKG-Gerät, welches die Registrierung und die Auswertung an einem Ort ermöglichte.

1960 wurde der sog. Minnesota Code [14] erstellt, um das EKG standardisiert in großen klinischen Studien nutzen zu können. 1968 wurde dieser Code weiter entwickelt [54,96], und 1982 eine modifizierte Version publiziert. Diese gilt seitdem als Standart für die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit abnormer EKG-Veränderungen in epidemiologischen Studien. [22,24,54]

Anfang der 70er Jahre glaubte man an eine EKG-Auswertung ausschließlich durch Computer. [119,120] Leider mussten die gleichen Autoren feststellen, dass zwar viele Programme getestet wurden, aber kein verfügbares Programm wirklich zufriedenstellende Ergebnisse in der Routineanwendung lieferten. [121]

1980 wurde ein internationales Projekt zum Austausch von Messungen und Kriterien zwischen verschiedenen Computerprogrammen gegründet mit dem Ziel, die Computermessungen zu standardisieren. 1986 wurde ein solches System von VA Paolo Alto Health Care System implementiert. [7] 250 EKG's mit verschiedenen selektierten Abnormitäten wurden festgelegt, um als Referenz zu fungieren. Diese wurden als CSE (Common Standard of Electrocardiogram) benannt. Ein Jahr später begann das VA Pao-

Io Alto Health System eine Bibliothek von „data base“ für Computer EKG's zu führen. [7,130,131,132,133,134] Inzwischen gibt es auch noch andere Datenbanken wie z.B. die MIT-BIH Datenbank. [103]

1985 boten in Deutschland 6 Hersteller EKG- Terminals an: IBM, Marquette, Peripherie Computersysteme (PCS), Schwarzer, Siemens und Triumph/Adler. Weltweit gibt es mehr als ein Dutzend verschiedene Programme für die Computerauswertung von Elektrokardiogrammen. [57] Die Zuverlässigkeit der Interpretationen ist kritisch zu bewerten, da in der Regel eine standardisierte Nachvollziehbarkeit der Analyseergebnisse trotz allem nicht nachgewiesen wurde. Im deutschen Sprachraum hat sich inzwischen das IBM-Bonner-2-Programm durchgesetzt. Das am meisten genutzte Computer Code System in epidemiologischen Studien ist das NOVACODE System. [26,90]

Neuere Ansätze arbeiten mit Wavelets, neuronalen Netzen oder Cluster-Analyseverfahren [103] welche eine sehr zufriedenstellende Performance von einer Erkennungsleistung von 98% aufweisen.

- Marquette Electronics 12 SL Code [1,55,96,100]
- Hanover [2]
- Hewlett-Packard (HP4, HP5) [11,69,100]
- Nagoya [1]
- Glasgow Royal Infirmary (GRI) [65,66]
- Mc-MEANS [1]
- Leuven [19]
- Caceres (USPHS) [30,70,111]
- Mayo-Smith [128,129]
- Bonner [15,48,75]
- Telemed Corporation [100]
- Porto 1990 [3]
- Pordy Mount Sinai [18,70]
- Veterans Administration [18,70]
- Riedl (USPHS) [30,70,111]
- Riedl (Minnesota Code) [70]
- Arvedson [70]
- Smith [97,98]
- Pipberger [51]
- Sicard System [58,82,83]
- Halifax [1]
- Padova [1]
- Telemed [1]
- Modular [1]

Tabelle 5: Auszug einiger Computer Programme zur EKG-Messung und Auswertung

1.2 Allgemeine Grundlagen der rechnergestützten EKG-Auswertung

Die Hauptaufgabe bei der Messung durch den Computer ist das Auffinden der Referenzpunkte, Anfang und Ende der P, QRS oder T-Wellen. Anschließend wird eine Matrix jeder Welle erstellt zur Messung der Amplitude und Entfernung.

Für die automatische EKG-Diagnostik gibt es statistische und spektralanalytische Verfahren. Der grundsätzliche Ablauf aller Verfahren ist der folgende [103]:

- Datenerfassung
- Datenaufbereitung
- Mustererkennung
- Klassifizierung
- Diagnose

Datenerfassung:

Die analogen Signale des gewählten Ableitungssystems werden in digitale Signale umgewandelt. Die benötigte Abtast- bzw. Umwandlungsfrequenz liegt zwischen 200 und 1000 Hz.

Datenaufbereitung:

Sie dient dazu, Störungen herauszufiltern. Die Mustererkennung soll glatte Kurven liefern. Das Signal wird also „geglättet“, „vorverdichtet“ und entscheidende Abschnitte (z.B. der QRS-Komplex) werden markiert.

Basislinienschwankungen (dabei schwankt die Null-Linie im EKG-Verlauf) und Rauschen durch Elektroden-Kontaktverlust, Muskelzittern und Wechselstromeinflüsse können mögliche Störeinflüsse für das Signal sein. Diese Störungen kann man durch das Einsetzen digitaler Filter wie beispielsweise das „Averaging“ verhindern.

Auswertung der EKG-Daten:

Grundsätzlich kann man zwischen den statistischen und den merkmalsbasierten Verfahren unterscheiden.

Statistische Auswertungsverfahren:

Mit der Nutzung rechenintensiver Algorithmen kann zur EKG-Analyse das ganzheitliche EKG-Signalmuster verwendet werden, somit muss das Signal nicht in Einzelparameter zerlegt werden.

Die zugrundeliegende Hypothese ist, dass zwei EKG's, die in ihren jeweils entsprechenden medizinischen Ableitungen gleiche oder sehr ähnliche Signalmuster besit-

zen, auch die gleichen oder zumindest sehr ähnliche kardiologische Diagnosen haben. [17,51]

Korrelationsberechnungen ermöglichen die Suche in einer sehr großen EKG-Signalmuster-Datenbank, die in den Signalmustern der entsprechenden Ableitungen am besten mit dem unbekannten EKG übereinstimmen.

Merkmalsbasierte Verfahren:

Sie berechnen in der Mustererkennung die Einzelparameter aus dem EKG - wie z.B. Höhe und Breite der P-Zacke, des QRS-Komplexes und der T-Zacke. Dies wird je nach Verfahren mit Hilfe von Transformationen in einen mehrdimensionalen Parameterraum, künstlichen neuronalen Netzen und weiteren Verfahren sowie deren Kombinationen ausgeführt.

Die erkannten Muster bzw. Parameter-Gruppen verhelfen so zu einer Diagnose. Zur Festlegung von Klassifizierungsmerkmalen gibt es verschiedene Codierungssysteme. Das am weitesten verbreitete Codierungssystem ist der Minnesota-Code.

Je nach Verfahren kann die medizinische Diagnose durch Listenvergleiche oder durch die Berechnung von Wahrscheinlichkeiten gestellt werden.

Im ersten Fall werden die Einzelparameter mit vorgegebenen Grenzwerten und typischen Konstellationen verglichen. [64]

Bei den Entscheidungsbäumen werden je nach Befund Zusatzbedingungen geprüft. Die Diskriminierungsanalyse trennt einzelne diagnostische Kategorien um durch Korrelationsberechnungen eine bestimmte Diagnose wahrscheinlich zu machen. [103]

1.3 Probleme der rechnergestützten EKG-Auswertung

Die automatisierte Interpretation von Elektrokardiogrammen wird unter dem Aspekt der Qualitätssicherung kontrovers diskutiert. Der Einsatz neuer diagnostischer Methoden hat bei der klinischen Elektrokardiographie nicht nur zu erwünschten Komplementär-, sondern auch zu unkontrollierten Konkurrenzeffekten geführt.

Durch die Wahl der Ableitungen, Filterung der Signale, Erkennung von charakteristischen Segmenten, Berechnung von verschiedenen Indizes und der statistischen Bewertung für diagnostische Zwecke können Fehler entstehen. [32,72,76]

Für die Entwicklung neuer Computerprogramme ist die Auswahl adäquater Datenbanken erforderlich. Diese sind extrem wertvoll, da sie zeitaufwendig und teuer in der Entstehung sind. [1]

Die Programme werden mit Datenbanken abgeglichen, welche unterschiedliche repräsentative Krankheiten beinhalten. Goldstandard Datenbanken haben oft nur eine isolierte Krankheit; z.B. kann eine Datenbank nur Myokardinfarkte versus normale EKG's beinhalten. Der Algorithmus muss aber mit der Anwesenheit von Ischämie, LVH, Medikamenteneinfluss usw. arbeiten. Es können auch systematische Tendenzen bei der Auswahl von Patienten für den „Goldstandard“ entstehen wenn z.B. Myokardinfarkte bei Verstorbenen durch Autopsie gesichert wurden, verglichen mit EKG's von Patienten, die einen Myokardinfarkt überlebten, oder auch „Goldstandard“ Datenbanken mit extrem veränderten EKG's versus normalen EKG's. [1] Neue Programme müssen sehr viele EKG's durchlaufen lassen, bei Diskrepanzen in den Datenbanken ist eine Nachuntersuchung durch Experten erforderlich.

Die häufig diagnostisch nicht ausgeschöpfte Informationsdichte des EKG's kommt in einer großen Anzahl von Parametern zu Ausdruck, sowohl bei Gesunden, die einer relativ hohen physiologischen Variabilität unterliegen, als auch bei Patienten mit elektrokardiographisch relevanten Krankheitsbildern. Zudem kann auch eine intraindividuelle Variabilität zu Mess- und Auswertungsunterschieden führen. [104] Zahlreiche Studien [2,6,10,15,16,19,20,25,29,38,40,43,52,54,55,62,63,70,75,77,84,85,92,100,114,115,124,133] haben die Genauigkeit der Computer EKG Auswertung untersucht.

Die Spezifität in der Erkennung von Rhythmus, LVH, RVH und von Myokardinfarkten liegt zwischen 92-100%. [1]

Computerausgewertete EKG's können gelegentlich zu richtigen Diagnosen kommen, welche von Ärzten übersehen wurden. Die computerausgewertete EKG-Befundung kann andererseits den Untersucher zum Teil auch in seiner Beurteilungsfähigkeit beeinflussen. [40]

Vorteile der Computerauswertung sind eine automatisch erstellte „zweite Meinung“ (nach „Goldstandard“ verifiziert), Zeitersparnis, Feststellung bisher nicht erkannter Befunde und Förderung genauerer Auswertung. Die besten EKG Interpretationen werden von Ärzten unter Berücksichtigung der Auswertung von Computerprogrammen geliefert. [1,60]

1.4 Probleme der ärztlichen EKG Auswertung

Nach fast 100 jähriger Erfahrung auf dem Gebiet der EKG Diagnostik sind die Kriterien zur Bewertung und Deutung keineswegs einheitlich und vollständig, so dass auch für den Spezialisten die Diagnostik in vielen Grenzfällen nicht selten eine subjektive Komponente enthält. [27] Der Mensch erfasst und beurteilt das Elektrokardiogramm als Gesamtkurvenzug, wobei der Vermessung einzelner Parameter oft nur sekundäre Bedeutung zukommt. Bei der visuellen EKG-Befundung verbleibt in wenigen Grenzfällen eine Beurteilungsunsicherheit. Häufig besteht eine Differenz zwischen der Beschreibung der EKG-Kurven und der Interpretation des EKG's.

EKG's werden von Ärzten unterschiedlicher Fachdisziplinen ausgewertet, wie z.B. Kardiologen, Internisten, Allgemeinmedizinern, Anästhesisten, sowie Notfallärzten. Die Qualität der visuellen Befundung ist selbstverständlich von der Erfahrung des jeweiligen Untersuchers abhängig. Salerno beschrieb, dass Nicht-Kardiologen mehr durch die Klinik des Patienten beeinflusst werden als Kardiologen, während Kardiologen mit weniger klinischen Daten in der Lage sind, zu einer genaueren Auswertung zu gelangen. [99]

Die Arbeitsgruppe von Simonson legte 10 Ärzten unabhängig voneinander Elektrokardiogramme und Vektorkardiogramme zur Befundung vor. Die jeweiligen Befunde wurden aufgrund von Herzkatheteruntersuchungen, Herzoperationen, Autopsien und klinischen Verläufen objektiviert. Es zeigte sich, dass bei einer Zusammensetzung von Vektorkardiogrammen (VKG) und EKG's verschiedener Schwierigkeitsgrade nur durchschnittlich 49,2% der VKG's und 54,4% der EKG's von den Ärzten richtig befundet wurden. Eine Teilrichtigkeit wurde in 26,3% bzw. 27,6% erzielt. Bei 24,5% der Befundungen von VKG's und 18,1% von EKG's wurden fehlerhafte Ergebnisse ermittelt. Bei Vorliegen einer Kombination zweier kardiologischer Krankheitsbilder war die Zuverlässigkeit der Befundung noch geringer. [107]

Mehrere Arbeiten zeigen den Vergleich zwischen EKG Auswertungen in den Notaufnahmen, welche danach nochmals ausgewertet wurden. Im Wesentlichen zeigten sie, dass die Uneinigkeit signifikant war, aber auch, dass eine fehlerhafte EKG-Interpretation selten klinische Bedeutung erlangt. [56,109,126]

Diese Fehlerrate verdeutlicht die Grenzen der visuellen EKG-Diagnostik und muss auch bei der Beurteilung der Leistungsfähigkeit der automatisierten EKG-Auswerteverfahren mitberücksichtigt werden.

1.5 Ziel der Untersuchung

Ziel der Arbeit ist es:

Eine repräsentative Stichprobe von Ruhe-EKG's aus der Heinz Nixdorf Recall Studie mittels Computer Software und durch einen Arzt vergleichend in zwei Teilkohorten zu analysieren. Diese Teilkohorten sind zum einen eine zufällige Auswahl von EKG's mit einem hohen Anteil an „normalen EKG's“ (Zufallsstichprobe), und zum anderen EKG's die in der digitalen Auswertung sichere Zeichen eines Infarkts zeigten oder bei denen die Probanden einen abgelaufenen Infarkt in der Anamnese angaben (Infarktstichprobe).

Die ärztliche EKG-Interpretation mit der computerisierten automatisierten Ruhe-EKG-Analyse und –Befundung zu vergleichen und

die Ergebnisse im Hinblick auf die Nutzung in einer epidemiologischen Studie zu bewerten.

2 Methodik

2.1 Hintergrund – Die Heinz Nixdorf Recall Studie

Die Heinz Nixdorf Recall Studie (HNRS) ist eine prospektive populationsbasierte Kohortenstudie (n=4814) zur Evaluation konventioneller und moderner Risikostratifikationsmethoden zur Vorhersage kardiovaskulärer Ereignisse.

Bis 2008, über einen Zeitraum von 7 Jahren, wird die Heinz Nixdorf Recall Studie mit Bürgerinnen und Bürgern der Städte Bochum, Essen und Mülheim a. d. Ruhr am Universitätsklinikum Essen durchgeführt.

Die Studie ist eine Untersuchung zu Herz-Kreislauf-Erkrankungen. Durch sie ist es erstmals möglich, in der Bevölkerung des Ruhrgebietes den Nutzen neuartiger Untersuchungsmethoden zur Vorhersage von Herzinfarkt und Herztod zu untersuchen.

Die Studie wird von der Heinz Nixdorf Stiftung finanziert. **Recall** ist ein Akronym für „**R**isk **F**actors, **E**valuation of Coronary **C**alcification, and **L**ifestyle“ (Risikofaktoren, Erhebung koronarer Verkalkung und Lebensstil). Die Heinz Nixdorf Recall Studie wurde zuvor im Auftrag des Bundesministeriums für Bildung und Forschung (BMFT) einem kritischen Prüfverfahren durch internationale Gutachter unterzogen.

Frauen und Männer im Alter von 45-75 Jahren werden nach einem Zufallsverfahren für die Studie ausgewählt. Es können somit nur solche Bürgerinnen und Bürger teilnehmen, die vom Studienzentrum angeschrieben und in das Essener Erhebungszentrum persönlich eingeladen werden.

Die Ausschlusskriterien wurden aus Erfahrung mit der Bevölkerungsstichprobe im Rahmen der „Europäischen Verbundstudie zu Arbeitsplatz bedingten Erkrankungen“ erstellt.

Einschlusskriterien:	Ausschlusskriterien:
<ul style="list-style-type: none"> • deutsche Staatsbürgerschaft • Wohnort in Essen, Mühlheim oder Bochum • Alter 45 – 75 Jahre 	<ul style="list-style-type: none"> • Manifeste koronare Herzkrankheit • Schwangerschaft • Zielperson mit mangelnden Sprachkenntnissen • Studienpersonal bzw. Angehörige des Studienpersonals (Lebenspartner, Verwandte 1. Grades) • fehlende Erreichbarkeit

Tabelle 6: Ein und Ausschlusskriterien der Studienpopulation der Heinz Nixdorf Recall Studie

Der Zeitraum der Erhebung liegt zwischen Dezember 2000 und August 2003. Die Studienpopulation (n= 4814) ist 60 ± 8 Jahre alt und umfasst 50% Frauen. Bei allen Teilnehmern wird eine Anamnese erhoben, es erfolgt eine ärztliche Untersuchung, Laboruntersuchungen, EKG, Blutdruckmessung, Knöchel-Arm-Index, Belastungs-EKG, Echokardiographie und EBCT (Electron Beam Computed Tomography, Elektronenstrahl томография) zur Bestimmung des koronaren Kalkscores bzw. des Agatson-Scores.

Personen, die anamnestisch einen Myokardinfarkt oder eine koronare Revaskularisation aufwiesen (perkutane transkoronare Koronarangioplastie (PTCA), Stent, Bypass-Operation), sind definitionsgemäß Patienten mit manifester koronarer Herzkrankheit (KHK).

2.1.1 Ablauf der EKG Registrierung in der Heinz Nixdorf Recall Studie

Die Ruhe-Elektrokardiographie (Ruhe-EKG) ist ein etabliertes Verfahren der Herzdiagnostik. Da es sich um ein relativ einfaches und ungefährliches diagnostisches Verfahren handelt, hat die Elektrokardiographie weite Verbreitung in ärztlicher Praxis und klinischer Routine gefunden.

Im Rahmen der Heinz Nixdorf Recall Studie (HNRS) wird ein handelsübliches System der automatischen Computer-basierten EKG-Auswertung eingesetzt, das über den Rahmen einer ärztlichen Befundung hinausgehend detaillierte Ergebnisse der EKG-Vermessung und -Befundung liefert. [1] Die Ergebnisse der EKG-Befundung sind sowohl für die untersuchten Probanden als auch für die HNRS von Bedeutung.

In Abhängigkeit vom Schweregrad möglicher Anomalien wird dem Probanden mitgeteilt ob sich aus dem EKG ein kontrollbedürftiger Befund ableiten lässt.

Anforderungen an den Messplatz

Die Raumtemperatur sollte bei EKG-Untersuchungen mindestens 22° C betragen.

Netzstromführende Kabel so legen, dass sie möglichst weit von der EKG-Liege und den Elektrodenkabeln entfernt sind.

Liegen nicht direkt neben Steckdosen aufstellen (sonst Gefahr der Überlagerung des EKG-Signals durch Wechselstrom bei der Registrierung).

Geräte

- Ruhe EKG-Gerät MAC 5000 (GE-Medical Systems)
- CAM 14 Aufnahmemodul mit zugehörigen Elektrodenkabeln der Firma GE-Medical Systems
- Thorax-Winkel (DAL-Square, 2 Größen, Eigenanfertigungen nach Vorgabe aus Prineas et al. und der KORA-Studie)

Das Gerät MAC 5000 ist ein integriertes Erfassungs- und Analysesystem. Die Befunddaten einschließlich der Ableitungs-Mediane werden auf Diskette, dem Server im Robert-Koch-Erhebungszentrum (RKE) sowie auf dem MUSE-Server (GE-Medical Systems) im Zentrum für Innere Medizin, Abteilung Kardiologie, im EKG-Labor gespeichert.

Verbrauchsmaterialien

- Registrierpapier für den Elektrokardiographen
- Klebeeletroden „Red-Dotts“ der Firma 3 M
- Papier für die EKG-Liege
- Fettstift für die Markierung der Elektrodenpositionen C1-C6
- Elektrodenspray zur Reduzierung des elektrischen Hautwiderstandes
- Isopropylalkohol für Elektrodendesinfektion und Entfernung der Elektroden-Markierung
- Kosmetiktücher/Watte zum Reinigen

Vorbereitung des Probanden

- Der Untersuchungsraum soll gut temperiert sein (mindestens 22 °C), damit das EKG nicht durch Muskelzittern des frierenden Probanden gestört wird.
- Der Oberkörper des Probanden muss entkleidet sein; ggf. Schmuck und Armbanduhr ablegen.
- Die Fußgelenke für die Elektrodenapplikation zugänglich sein (Schuhe und Strümpfe ausziehen).
- Es empfiehlt sich, unter die Knie des Probanden eine Zwischenlage oder Knierolle zur Entlastung der unteren Extremitäten zu legen.
- Steht die EKG-Liege an der Wand, so soll der Arm des Probanden nicht mit dieser in Berührung kommen.
- Während der EKG-Aufzeichnung soll der Proband möglichst flach atmen.

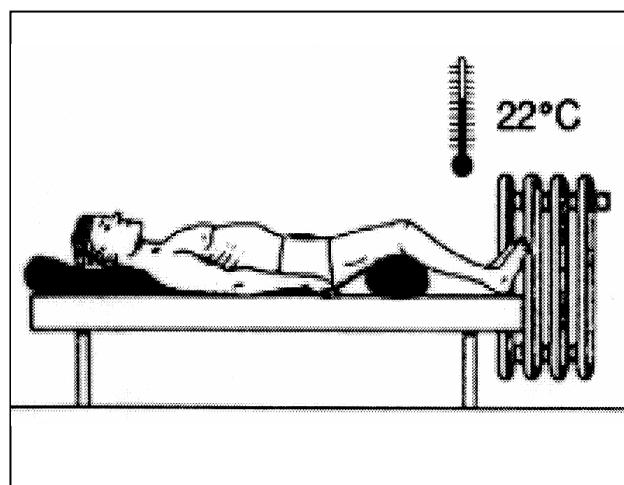


Abbildung 1: Lagerung des Probanden

Anweisung

Anweisung zur Durchführung der EKG-Registrierung in der Heinz Nixdorf Recall Studie (HNRS) haben wir in Anhang 5 hinterlegt.

2.1.2 Digitale Auswertung der EKG's in der Heinz Nixdorf Recall Studie

Die digitale Auswertung erfolgte mittels GE Medical System 12 SL-EKG-Analyseprogramm. Das GE Medical Systems 12SL-EKG-Analyseprogramm ist ein Computerprogramm für die Analyse von simultan aufgezeichneten 12-Kanal-EKG's. Es stellt genaue Messungen der aufgezeichneten Herzaktionen an und interpretiert die EKG-Wellenform anhand von herkömmlichen und neu entwickelten EKG-Interpretationskriterien für Rhythmus und Morphologie.

Die Hauptaufgabe der Computer-Messungen besteht in der Erkennung und Lokalisation der Hauptreferenzpunkte (Anfang und Ende der P, QRS und T-Wellen).

Nach Erkennung der Wellen, werden die Daten gefiltert. Zu hohe und zu niedrige Frequenzen werden abgeschwächt. Ein so entstandenes Muster wird für jede Ableitung erstellt, und aus den Informationen eine Medianberechnung mit den nachfolgenden Schlägen berechnet. Der Anfang und das Ende der Wellen werden in allen 12-Ableitungen beschrieben, d.h. die QRS-Dauer wird vom frühesten Beginn in einer Ableitung bis zum letzten Punkt einer Ableitung erkannt und gemessen. Das gleiche gilt auch für das QT-Intervall.

Zu Beginn wird die QRS-Welle identifiziert, anschließend das Ende der QRS-Welle und das Ende der T-Welle bestimmt, abschließend der Anfang und das Ende der P-Welle, falls eine solche vorhanden ist.

Die Fläche unter der Kreuzung mit der Nulllinie definiert ob eine Welle signifikant ist.

Die Messgenauigkeit des 12SL-Programms wurde in verschiedenen Studien überprüft. (z.B von Mulcahy und Wilhems). [79,132,133,134] Die EKG's wurden von verschiedenen Kardiologen überprüft und mit 16 anderen Programmen verglichen.

Nach den Messungen erfolgt die Auswertung nach merkmalbasiertem Verfahren, d.h die EKG's durchlaufen das Programm auf der Suche nach gleichen Mustern aus den „Goldstandard“ Datenbanken mit den unterschiedlichen Schwerpunkten.

Kategorie	Beschreibung	Beispiele
A	Diagnose einer anatomischen Läsion oder pathologischen Status	Anteriorer Infarkt
B	Diagnose elektrophysiologischer Veränderungen	Unspezifische ST- Veränderungen
C	deskriptive EKG-Merkmale	Unspezifische ST- Veränderungen Flache T-Wellen

Tabelle 7: Beurteilungsklassifikation des 12 SL Muse Programm

Die 12SL-Analyse Programm Befundung ist übereinstimmend mit der Terminologie und Beurteilungsklassifikation aus „10 th Bethesda Conference on Optimal Electrocardiography (1978)“, siehe Tab 7.

Das Programm wählt folgende Rhythmen:

- Schrittmacher EKG
- Vorhofflimmern
- ektope atriale Rhythmen
- Sinus Rhythmus
- junktionaler Rhythmus
- Vorhofflimmern

Die Kategorien der Anomalien des 12 SL Muse Programm sind in Tab.8 aufgelistet.

Major Kategorie	Subkategorie
WPW	
Atriale Hypertrophie	
QRS Anomalien	<ul style="list-style-type: none"> • Niedervoltage • Pulmonale Lungenerkrankung • QRS Achsabweichung • Leitungsanomalien (z.B. RSB,LSB) • Ventrikuläre Hypertrophien (z: RVH, LVH) • Infarkt
ST-Anomalien-QRS betreffend	<ul style="list-style-type: none"> • ST-Anomalien mit ventrikulärer Hypertrophie • Alter Infarkt
ST-Erhöhung	<ul style="list-style-type: none"> • Epikardiale Läsion • Pericarditis • „Early Repolarisation“ • unspezifische ST-Erhöhung

ST-Senkung	<ul style="list-style-type: none"> • Subendokardiale Läsion • Unspezifische ST-Senkung • Digitalis Effekt • Unspezifische funktionale ST-Senkung
T-Wellen Anomalie	<ul style="list-style-type: none"> • Ischämie • Unspezifisch • QRS-T-Winkel • QT-Intervall Verlängerung

Tabelle 8: Kategorien der 12 SL Muse Programm Anomalien

2.2 Analyse der ärztlichen und computerisierten 12-Kanal Ruhe EKG Befundung

2.2.1 Auswahl der EKG's zur ärztlichen Analyse

458 EKG's wurden für 2 Stichproben aus der Heinz Nixdorf Recall Studie (HNRS) ausgewählt. Die computerisierten Ruhe-EKG-Befunde wurden mit einer ärztlichen Analyse qualitativ und quantitativ verglichen.

Stichprobe 1 („Zufallsstichprobe“): zufällige, repräsentative EKG-Auswahl (n=200, 1 Proband ohne EKG) mit einem hohen Anteil an „normalen EKG's“.

Stichprobe 2 („Infarktstichprobe“): diese Gruppe beinhaltet EKG's, die in der digitalen Analyse einen sicheren Infarkt (meist abgelaufenen Infarkt) anzeigen und die EKG's derjenigen Probanden, die anamnestischen einen durchgemachten Myokardinfarkt angeben. Diese EKG's wurden ohne Kenntnis der digitalen Analyse (geblindet) durch einen Arzt/Ärztin analysiert.

2.2.2 Ärztliche (oder visuelle) EKG – Analyse

Die EKG's wurden nach internationalem Standard analysiert. [44] Die Analyse beinhaltete die Beurteilung allgemeiner EKG Daten wie Rhythmus, Lagetyp, PR-, QRS-, QT-, und QTc-Zeiten sowie Ischämie- oder infarkttypische Veränderung der ST-Strecken, T-Wellen und Q-Zacken. Ferner wurde zusammenfassend beurteilt, ob das EKG a) sicher, b) mögliche oder c) keine Hinweise auf Myokardischämien und/oder Myokardinfarkte enthielt. [13,42,88,99,105,110,113,122]

Es wurde Folgendes festgelegt,

1. ein EKG mit AV-Block I° gilt als „Nicht Normales“ EKG,
2. Linkslagetyp und überdrehter Linkslagetyp werden gemeinsam als Linkslage gewertet,
bei grenzwertigen Lagetypen werden entsprechend überdrehte Linkslage/Linkslage = Linkslage; Normallage/Linkslage = Normallage; Normallage/Rechtslage = Normallage entschieden,
3. überdrehte Linkslage, Rechtslage und Überdrehte Rechtslage gelten als „Nicht Normales“ EKG,
4. träger R-Anstieg in den Brustwandableitungen gilt als „Ischämie möglich“,
5. flache T Wellen werden nicht bewertet,
6. QTc von 400-441 werden als grenzwertig, >als 440 als verlängert eingestuft,
7. Artefakte werden nur angegeben, wenn sie die Interpretation des EKG's beeinträchtigen,
8. ST-Strecken Erhöhungen von 2mm und Senkungen von mehr als 1mm (= 1mV) werden berücksichtigt wenn zusätzlich ein horizontaler oder deszendierender Verlauf registriert wird,
9. eine Supraventrikuläre Extrasystole (SVES) und eine Ventrikuläre Extrasystole (VES) werden als „Normales“ EKG gezählt,
10. kleine Knotungen werden nicht berücksichtigt,
11. eine Herzfrequenz von 50 bis 100 wird als „Normal“ definiert,
12. ein alleiniger Linksanteriorer Block wird nicht als Zeichen einer Ischämie gewertet.

Die EKG Daten wurden in ein „Case-Report-Formular (CRF) eingetragen. Das CRF ist an der Basis-CRF des EKG-Core Lab der Mayo Clinic, Rochester, MN, USA angelehnt

und für die Studienzwecke erweitert. Die Registrierung/Auswertung des Ruhe-EKG's und das Ausfüllen des CRF erfolgte nach folgender Handlungsanweisung:

1. Das EKG (in Kopie) und ein CRF wurden dem auswertenden Arzt vorgelegt, der die Patienten-ID, seinen vollen Namen (Titel, Vorname, Nachname) und das Datum der Auswertung eintrug.
2. Das Feld „Eingang im Datenerfassungsbüro“ blieb frei. Im Feld „HNRS-EKG“ wurde „ja“ angekreuzt.
3. „EKG-Datum“ und Uhrzeit wurden im CRF eingetragen. Die Zahl der EKG's war immer 1. Im Feld „Follow-Up EKG“ wurde immer „Nein“ angekreuzt.
4. Die EKG's wurden immer zu 100% kopiert, und die korrekte Skala der EKG-Kopie wurde mit dem EKG-Lineal geprüft.
5. Das EKG wurde gemäß den Vorgaben in den Feldern ausgemessen. Im Feld „Rhythmus“ waren folgende Abkürzungen erlaubt: SR für Sinusrhythmus, VHF für Vorhofflimmern. In jedem anderen Fall sollte der volle Text eingetragen werden. Wenn ST-Strecken-Hebung/-Senkung, T-Wellen-Abnormalität oder signifikante Q-Zacken mit „Nein“ angekreuzt wurden, blieben die nachfolgenden Felder in diesen Abschnitten frei. Bei Vorhofflimmern blieb das Feld PR-Intervall frei.
6. Die 5 Felder in der Zusammenfassung wurden immer ausgefüllt. In jeder Spalte war nur eine Antwort möglich. Wenn Artefakte vorhanden waren, wurden diese entsprechend gekennzeichnet (z.B. Muskelzittern).
7. Freie Kommentare wurden, wenn nötig, angefügt.
8. Wenn folgende Diagnosen vorlagen, wurde das EKG immer als „eingeschränkt kodierbar“ gekennzeichnet, und der Grund spezifiziert.

Kriterien für fehlende /eingeschränkte Kodierbarkeit waren:

- Drittgradiger AV-Block
 - Wolff-Parkinson-White Syndrom
 - Schrittmacher-EKG
 - kompletter Linksschenkelblock
 - kompletter Rechtsschenkelblock
 - intraventrikuläre Leitungsstörungen
 - Kammerflimmern und Asystolie
 - Idioventrikulärer Rhythmus
 - Supraventrikuläre Tachykardie > 140/min
9. 10% der ersten Stichprobe wurden nach Zufallskriterien ausgewählt und deren Auswertung mit einem Kardiologen diskutiert.
 10. Nach der Analyse wurden die Daten in die Datenmaske übertragen und

-
11. per Internet an das Datenerfassungsbüro der Universitätsklinik Essen weitergeleitet.
Die für die Datenmaske geltenden Grenzwerte sind in Tab. 6 angegeben.
 12. Eine Kopie des CRF verblieb im Datenerfassungsbüro. Kopie des EKG's und CRF wurden an das HNRS-Erhebungszentrum zur Archivierung geschickt.

Herzfrequenz	38-140
Rhythmus	freier Text, als Abkürzung erlaubt: SR für Sinusrhythmus VHF für Vorhofflimmern
QRS Dauer	50-180
PR-Interval	80-250
QT-Interval	50-500
QTc-Dauer	50-460
Maximale ST-Hebung	0-4
Maximale ST-Senkung	0-4

Tabelle 9: Grenzwerte für die Datenmaske

2.2.3 Statistische Analysen

Unterschiede zwischen Zufallsstichprobe und Infarktstichprobe sowie zwischen ärztlicher und digitaler EKG-Analyse wurden für kontinuierliche Variablen mittels Mann-Whitney-U-Test und für klassifizierte Variablen mittels Chi-Quadrat-Test getestet. Die Evaluation der Übereinstimmung von ärztlicher und digitaler Intervallanalyse wurde nach Bland-Altman durchgeführt. Die Korrelation dieser Variablen ist nur graphisch dargestellt. Die Übereinstimmung klassierter Variablen wurde mittels Kappa-Statistik untersucht. Ein p-Wert <0.05 wurde als signifikant bezeichnet. Alle p-Werte wurden deskriptiv angegeben, ohne Adjustierung für multiples Testen.

3 Ergebnisse

3.1 Demographische Daten

Die Tabelle 10 zeigt eine Gesamtübersicht über die demographischen Daten wie Alter und Geschlecht in den beiden Gruppen. Das Alter in der „Infarktstichprobe“ war mit 64 Jahren etwas höher als in der „Zufallsstichprobe“. In der „Zufallsstichprobe“ war die Geschlechtsverteilung gleich, während in der KHK-positiven Gruppe Männer mit nahezu 70% überwogen.

Zusätzlich zeigt Tabelle 10 die Verteilung der Risikofaktoren in beiden Gruppen. Der BMI war in der Infarkt EKG Gruppe etwas höher als in der Vergleichsgruppe, ebenso der systolische Druck.

Gesamt-Cholesterin und LDL-Cholesterin waren unter Behandlung in der Infarkt- EKG- Gruppe niedriger.

Die Verteilung bezüglich des Raucherstatus zeigte, dass in der zufällig ausgesuchten Gruppe 28% der Probanden noch rauchten, 37% hatten das Rauchen aufgegeben und 35% waren Nichtraucher. In der „Infarktstichprobe“ rauchten noch 24%; 40% waren Ex-raucher und 36% waren Nichtraucher. Der Nichtraucheranteil war in beiden Gruppen gleich häufig.

Die Analyse zeigt weiterhin, dass in der „Infarktstichprobe“ mehr Diabetiker waren als in der zufällig ausgesuchten Gruppe.

Deutlich mehr Probanden in der „Infarktstichprobe“ (33.6%) berichteten über Angina pectoris als in der „Zufallsstichprobe“ (15.1%).

	Zufallsstichprobe	Infarktstichprobe	p-Wert
N	199	259	
Alter (Jahre)	59.9±7.7 (60)	62.9±7.8 (64)	<0.0001
Frauen (%)	49.2	30.1	<0.0001
BMI (kg/m ²)	27.7±5.1 (27)	29.2±4.8 (29)	<0.0001
Systol. Blutdruck (mmHg)	132.8±22.3 (131)	137.7±21.1 (138)	=0.0046
LDL Chol. (mg/dl)	148.0±38.4 (150)	137.8±35.5 (135)	=0.0014
Total Chol. (mg/dl)	231.1±41.6 (228)	216.6±39.8 (213)	=0.0001
Diabetes (%)	9.6	13.1	= 0.17
Angina pectoris (%)	15.1	33.6	<0.0001
Raucher-Status			
Jetzt-Raucher (%)	28.1	23.6	
Ex-Raucher (%)	36.7	40.1	= 0.54
Nicht-Raucher (%)	35.2	36.3	

Tabelle 10: Ausprägung der wichtigsten kardiovaskulären Risikofaktoren in den beiden Stichproben (Daten angegeben als Mittelwert ± SD (Median) oder %-Werte)

„Zufallsstichprobe“ und „Infarktstichprobe“ unterschieden sich statistisch in einigen Parametern (Tabelle 10). Klinisch bedeutsam ist der Unterschied in der Geschlechtszusammensetzung, im BMI, im systolischen Blutdruck sowie in der Angina pectoris-Häufigkeit. Auffällig ist das eher niedrigere Gesamt- und LDL-Cholesterin in der „Infarktstichprobe“, wahrscheinlich Folge der lipidsenkenden Therapie in der „Infarktstichprobe“.

3.2 Vergleich der durch den Arzt erhobenen und der digitalen Messwerte in den Gruppen der „Zufallsstichprobe“ und „Infarktstichprobe“

In Tabelle 11 und 12 sind die Ergebnisse der EKG-Vermessungen durch den Arzt im Vergleich zu den digitalen Messungen aufgeführt.

	Arztbeurteilung	Digital	p-Werte
HF	69.2±13.8 (68)	69.5±11.6 (69)	<0.0001
QRS-Dauer	84.0±12.9 (80)	90.7±14.9 (88)	<0.0001
PR-Interval	171.0±28.4 (170)	168.0±48.9 (160)	<0.0001
QT-Interval	370.0±32.4 (360)	390.0±35.5 (384)	<0.0001
QTc-Interval	391.0±22.3 (392)	416.0±18.9 (413)	<0.0001

Tabelle 11: Ergebnisse der ärztlichen und digitalen Messungen der zufällig ausgewählten EKG's, n=199 („Zufallsstichprobe“)

	Arztbeurteilung	Digital	p-Wert
HF	69.5±12.4 (69)	70.6±12.5 (71)	<0.0001
QRS-Dauer	85.8±16.8 (80)	95.2±18.2 (92)	<0.0001
PR-Interval	166.0±44.6 (180)	182.0±60.9 (168)	= 0.032
QT-Interval	365.0±39.4 (360)	390.0±35.0 (388)	<0.0001
QTc-Interval	388.0±41.7 (391)	419.7±22.7 (415)	<0.0001

Tabelle 12: Ergebnisse der ärztlichen und digitalen Messungen der Ausgewählten „Infarkt-EKG's“ n= 259 („Infarktstichprobe“)

Die QRS-Dauer war signifikant länger in den digital ausgewerteten EKG's (88ms zu 80ms bei den zufällig ausgesuchten und 92 zu 80 in den Infarkt-EKG's). Das PR-Intervall war in der ärztlichen Analyse in beiden Gruppen länger als in der digitalen Analyse. QT und QTc-Intervall wurden in beiden Gruppen vom Arzt kürzer gemessen als in der digitalen Auswertung.

3.2.1 Herzfrequenz

Abbildung 2 zeigt die Beziehung zwischen der durch den Arzt vermessenen (Ordinate) und der digital erfassten (Abszisse) Herzfrequenz. Über einen weiten Herzfrequenzbereich (40-100/min) bestand eine enge Beziehung zwischen beiden Messgrößen. Die Beziehung ist linear und zeigt im gesamten Herzfrequenzbereich keine klinisch relevanten Abweichungen von der Identitätslinie. Es wurden 2 Ausreißer ermittelt und aus der Berechnung gestrichen Arzt/Digital: 150/126 bpm und 158/56 bpm

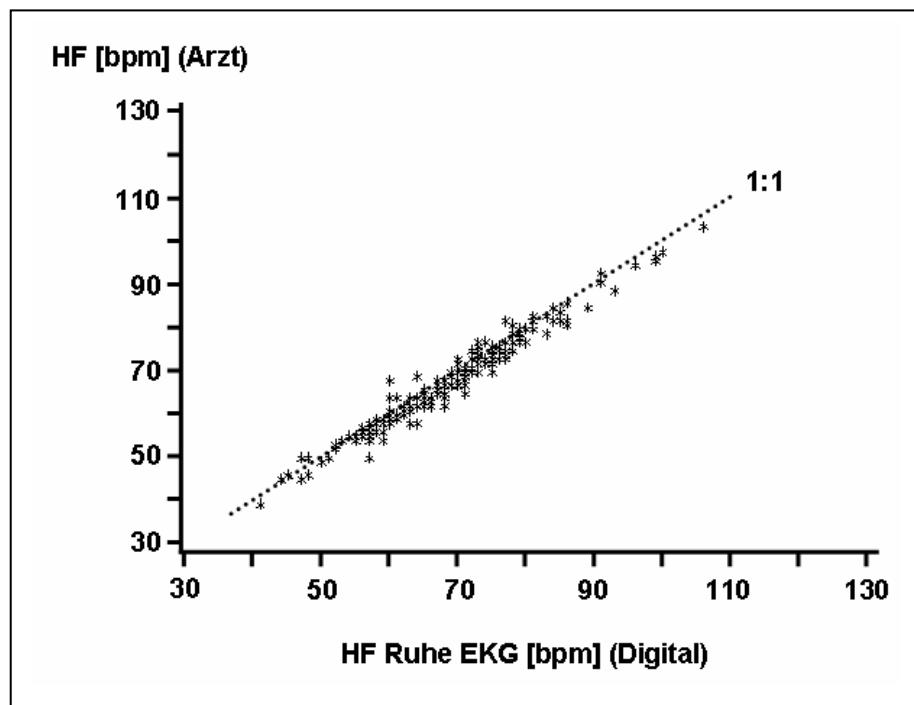


Abbildung 2: Beziehung zwischen der durch den Arzt vermessenen (Ordinate) und der digital erfassten (Abszisse) Herzfrequenz in der „Zufallsstichprobe“

Abbildung 3 zeigt die Beziehung zwischen der durch den Arzt vermessenen (Ordinate) und der digital erfassten (Abszisse) Herzfrequenz in der „Infarktstichprobe“. Insgesamt findet sich über den gesamten Herzfrequenzbereich eine enge und lineare Beziehung zwischen beiden Messwerten.

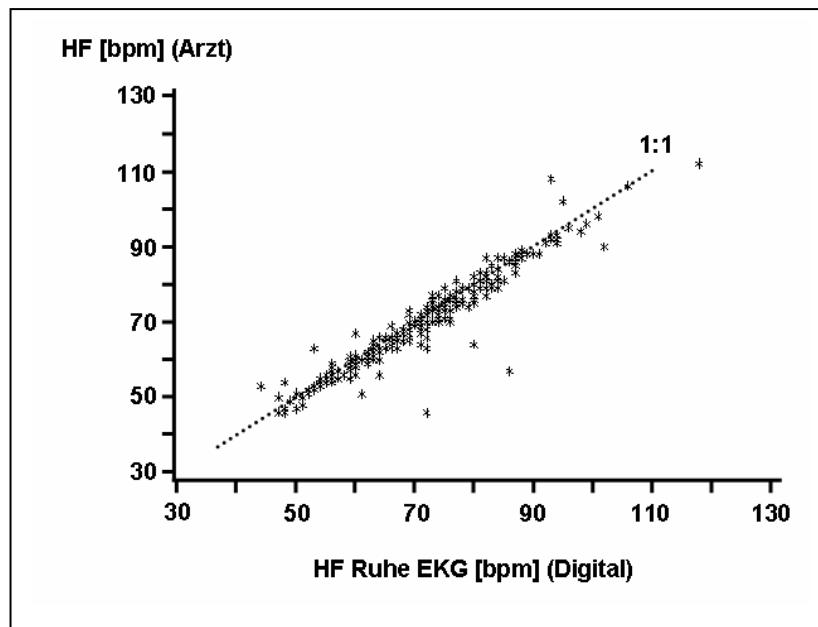


Abbildung 3: Beziehung zwischen der durch den Arzt vermessenen (Ordinate) und der digital erfassten (Abszisse) Herzfrequenz in der „Infarktstichprobe“

3.2.2 PR-Zeit

Abbildung 4 zeigt die Beziehung zwischen der durch den Arzt vermessenen (Ordinate) und den digital vermessenen (Abszisse) PR-Zeiten der „Zufallsstichprobe“. Sowohl innerhalb des Normbereiches als auch bei PR-Zeiten über 200 msec. finden sich erhebliche Abweichungen zwischen den so erhobenen Messwerten. Geht man davon aus, dass die digitale Technik diese Messwerte zuverlässiger erfasst, weicht die Vermessung durch den Arzt im Einzelfall erheblich von diesen Messwerten ab. In der Tendenz wird die PR-Dauer vom Arzt im Vergleich zum Digitalverfahren eher unterschätzt. Allerdings werden die pathologischen PQ-Zeiten qualitativ übereinstimmend beurteilt. Es wurden 2 Ausreißer ermittelt und aus der Berechnung gestrichen Arzt/Digital: 304/280ms und 364/380ms.

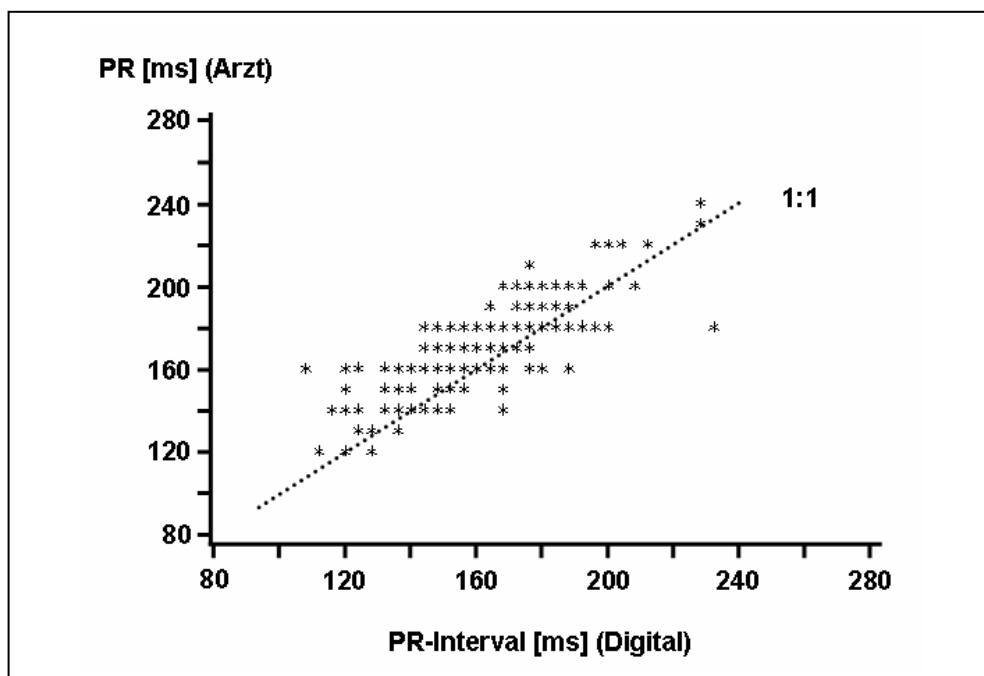


Abbildung 4: Beziehung der durch den Arzt vermessenen (Ordinate) und der digital vermessenen (Abszisse) PR-Zeiten der „Zufallsstichprobe“

Abbildung 5 zeigt die Beziehung zwischen den durch den Arzt vermessenen (Ordinate) und den digital vermessenen (Abszisse) PR-Zeiten in der „Infarktstichprobe“. Sowohl innerhalb des Normbereiches als auch bei PR-Zeiten über 200 ms finden sich erhebliche Abweichungen zwischen den so erhobenen Messwerten. Geht man davon aus, dass die digitale Technik die Messwerte zuverlässiger erfasst, weicht die Vermessung durch den Arzt im Einzelfall erheblich von dieser Messung ab. Über- und Unterschätzungen des PR-Intervalls durch den Arzt kommen etwa gleich häufig vor. Es wurden 12 Ausreißer

ermittelt und aus der Berechnung gestrichen. Arzt: 1 oder der Wert >als 300. 1 steht für „Nicht bestimmbar“ in den EKG's mit VHF.

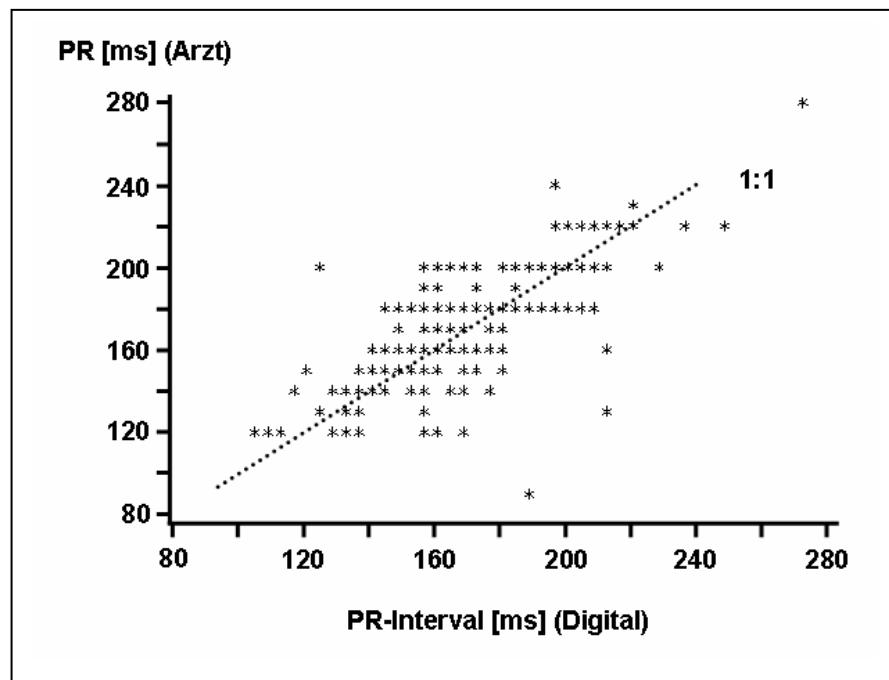


Abbildung 5: Beziehung zwischen den durch den Arzt vermessenen (Ordinate) und der digital vermessenen (Abszisse) PR-Zeiten in der „Infarktstichprobe“

3.2.3 QRS-Dauer

Abbildung 6 zeigt die Beziehung zwischen den durch den Arzt vermessenen (Ordinate) und den digital erfassten (Abszisse) Daten für die Zeitspanne des QRS-Komplexes in der „Zufallsstichprobe“. Es fällt auf, dass das vom Arzt erfasste QRS-Intervall in 10 msec Schritten, das digital vermessene dagegen als Kontinuum angegeben wird. Hierdurch entsteht der Eindruck einer losen Beziehung zwischen beiden Messgrößen. Pathologische Messergebnisse (>100msec QRS-Dauer) werden allerdings qualitativ und quantitativ übereinstimmend beurteilt.

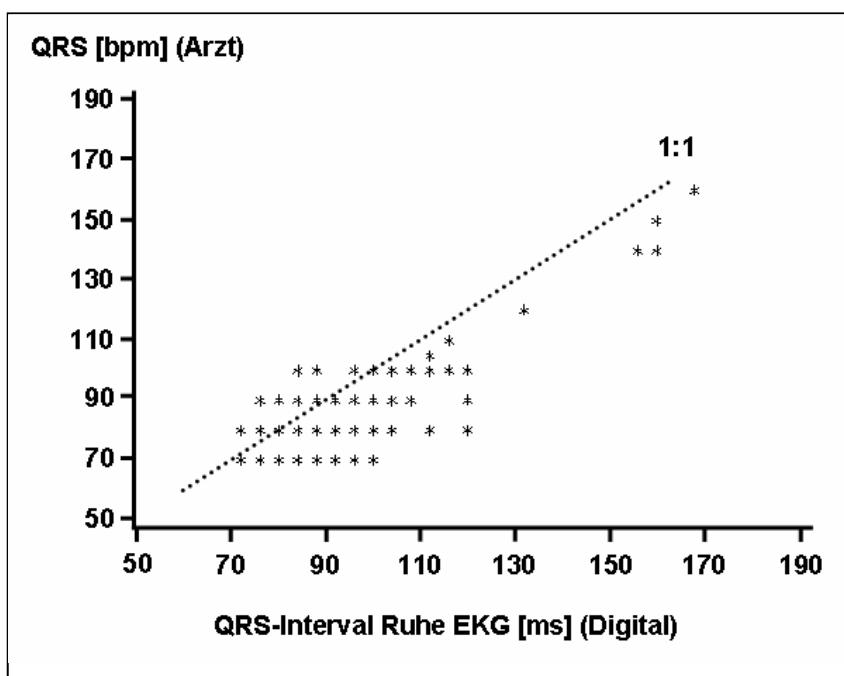


Abbildung 6: Beziehung zwischen den durch den Arzt vermessenen (Ordinate) und der digital erfassten (Abszisse) Daten für die Zeitspanne des QRS-Komplexes in der „Zufallsstichprobe“

Abbildung 7 zeigt die Beziehung zwischen den durch den Arzt vermessenen (Ordinate) und den digital erfassten (Abszisse) Daten für die Zeitspanne des QRS-Komplexes in der „Infarktstichprobe“. Es besteht eine enge Beziehung zwischen beiden Messwerten (50-150 ms). Nur vereinzelt finden sich erhebliche Abweichungen. Es wurden 3 Ausreißer ermittelt und aus der Berechnung gestrichen Arzt/Digital: 1/180ms, 80/180ms, 180/140ms.

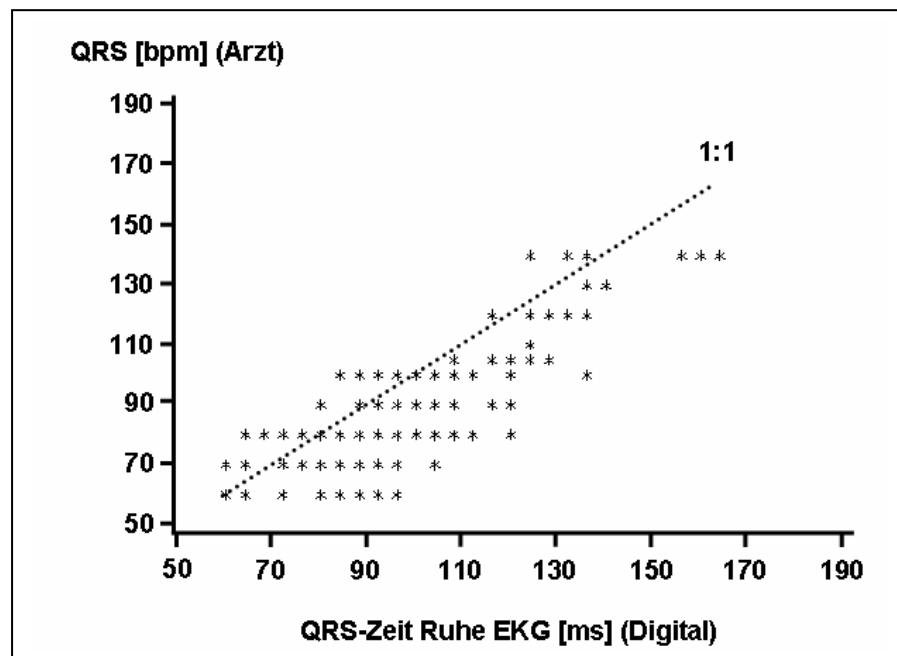


Abbildung 7: Beziehung zwischen den durch den Arzt vermessenen (Ordinate) und der digital erfassten (Abszisse) Daten für die Zeitdauer des QRS-Komplexes in der „Infarktstichprobe“

In der Tendenz wird die QRS-Dauer vom Arzt in beiden Stichproben eher unterschätzt.

3.2.4 QT-Intervall

Abbildung 8 zeigt die Beziehung zwischen dem durch den Arzt vermessenen QT-Intervall (Ordinate) und dem digital erfassten EKG (Abszisse) in der „Zufallsstichprobe“. Auffällig ist auch hier dass die Erfassung des QT-Intervalls durch den Arzt offensichtlich in 10 ms Intervallen erfolgt, die der digitalen Messung kontinuierlich. So entsteht zumindest visuell der Eindruck, dass die digital erfassten Messwerte nur in der Größenordnung durch die vom Arzt getätigten Messungen reflektiert werden. Es wurde 1 Ausreißer ermittelt und aus der Berechnung gestrichen Arzt/Digital: 360/524. Nach Überprüfung dieses Probanden bestätigte sich die Berechnung des Arztes.

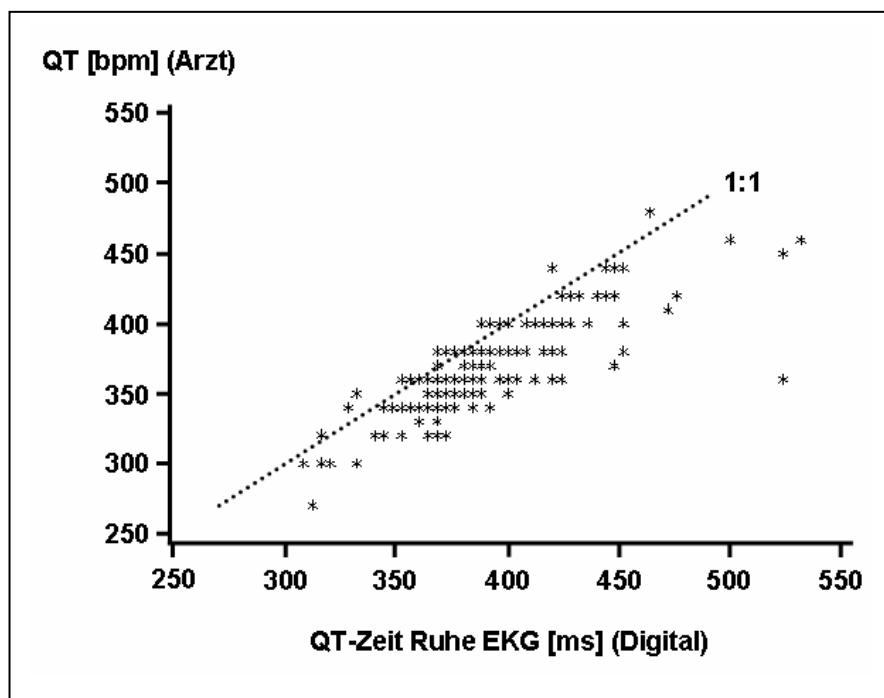


Abbildung 8: Beziehung zwischen den durch den Arzt vermessene QT-Intervall (Ordinate) und dem digital registrierten (Abszisse) in der „Zufallsstichprobe“

Abbildung 9 zeigt die Beziehung zwischen dem durch den Arzt vermessenen QT-Intervall (Ordinate) und dem digital erfassten EKG (Abszisse) in der „Infarktstichprobe“. Auch hier ist die Erfassung des QT-Intervalls durch den Arzt offensichtlich in 10 msec Intervallen, die der digitalen Messung quasi kontinuierlich. So entsteht zumindest visuell der Eindruck, dass die digital erfassten Messwerte nur in der Größenordnung durch die vom Arzt getätigten Messungen reflektiert werden. Es wurde 1 Ausreißer ermittelt und aus der Berechnung gestrichen Arzt/Digital: 1/504ms.

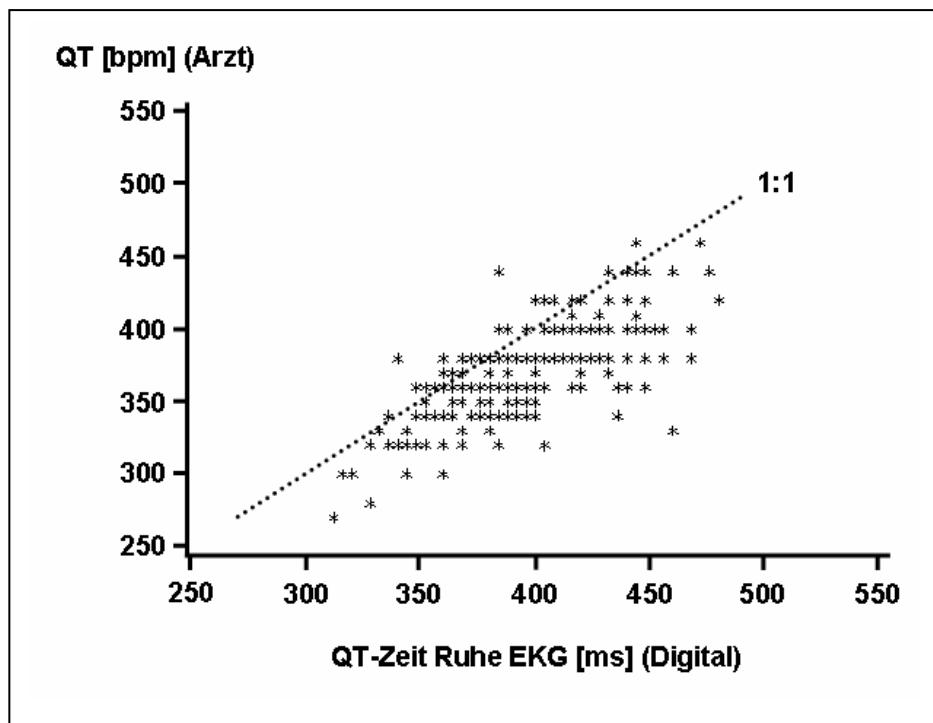


Abbildung 9: Beziehung zwischen den durch den Arzt vermessenen (Ordinate) und der digital erfassten (Abszisse) Daten für die Zeitdauer des QT-Intervall in der „Infarktstichprobe“.

Geht man vom Goldstandard digital erfassten EKG aus, so unterschätzt der Arzt in beiden Stichproben häufig die Dauer des QT-Intervalls.

3.2.5 QTc-Intervall

Abbildung 10 zeigt die Beziehung zwischen der durch den Arzt gemessenen und berechneten QTc-Intervallen (Ordinate) und der digital erfassten bzw. berechneten (Abszisse) Meßgrösse in der „Zufallsstichprobe“. Die Mehrzahl aller erfassten QTc-Werte liegt im Normbereich. Es finden sich gerade innerhalb des Normbereiches erhebliche Abweichungen zwischen ärztlichen gemessenen/berechneten und den auf digitalem Wege berechneten Daten. Insgesamt werden die QTc-Intervalle durch den Arzt kürzer gemessen als bei digitaler Datenerfassung.

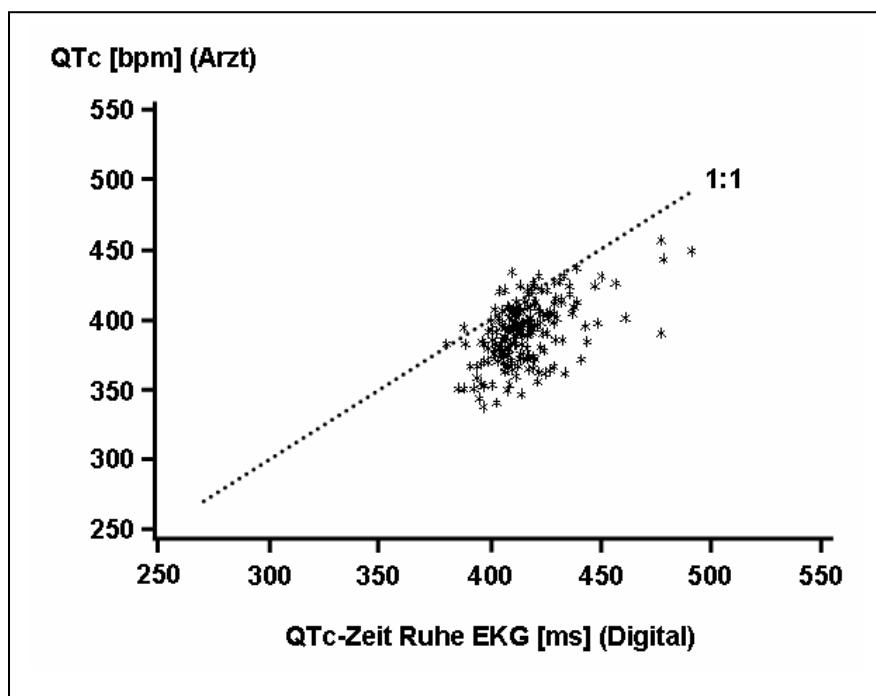


Abbildung 10: Beziehung zwischen der durch den Arzt gemessenen und berechneten QTc-Intervallen (Ordinate) und der digital erfassten bzw. berechneten (Abszisse) in der „Zufallsstichprobe“.

Abbildung 11 zeigt die Beziehung zwischen der durch den Arzt gemessenen und berechneten QTc-Intervallen (Ordinate) und der digital erfassten bzw. berechneten Meßgrösse (Abszisse) in der „Infarktstichprobe“. Die Mehrzahl aller erfassten QTc-Werte liegt im Normbereich. Es finden sich erhebliche Abweichungen zwischen ärztlichen gemessenen/berechneten und den auf digitalem Wege erfassten bzw. berechneten Daten. Es wurden 2 Ausreißer ermittelt und aus der Berechnung gestrichen Arzt/Digital: 44/412ms und 397/537ms.

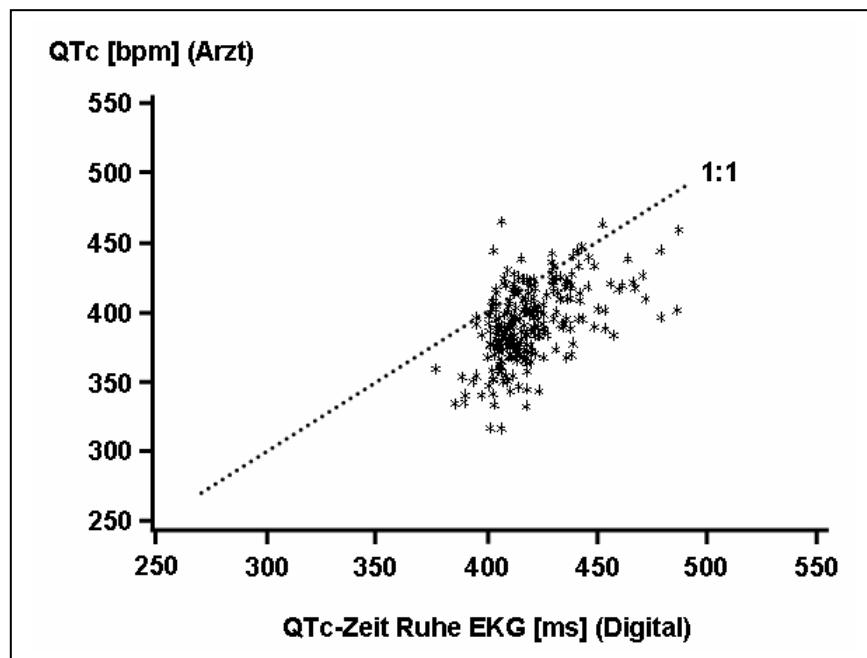


Abbildung 11: Beziehung zwischen der durch den Arzt gemessenen und berechneten QTc-Intervallen (Ordinate) und der digital erfassten bzw. berechneten (Abszisse) in der „In-farktstichprobe“

Wie in der „Zufallstichprobe“ findet sich auch hier tendenziell eine Unterschätzung der Dauer dieses Parameters durch den Arzt.

3.3 Abweichung zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte

3.3.1 Herzfrequenzabweichung

Abbildung 12 zeigt die Abweichung zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Zufallsstichprobe“. Über den gesamten Herzfrequenzbereich wird die Herzfrequenz vom Arzt etwas (1-5 Schläge/min) niedriger eingeschätzt als bei digitaler Analyse.

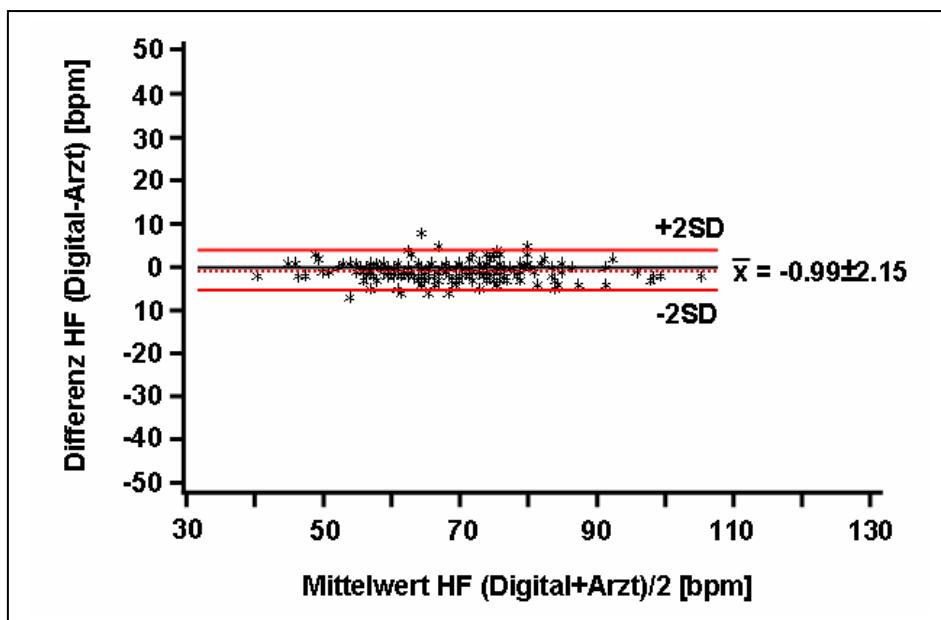


Abbildung 12: Abweichung der HF zwischen digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Zufallsstichprobe“

Abbildung 13 zeigt die Abweichung zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Infarktstichprobe“.

Über den gesamten Herzfrequenzbereich wird die Herzfrequenz vom Arzt etwas (1-10 Schläge/min) niedriger eingeschätzt als bei digitaler Analyse. Vereinzelt finden sich auch größere Messdifferenzen, im Extremfall fast bis zu 30 Schlägen/min.

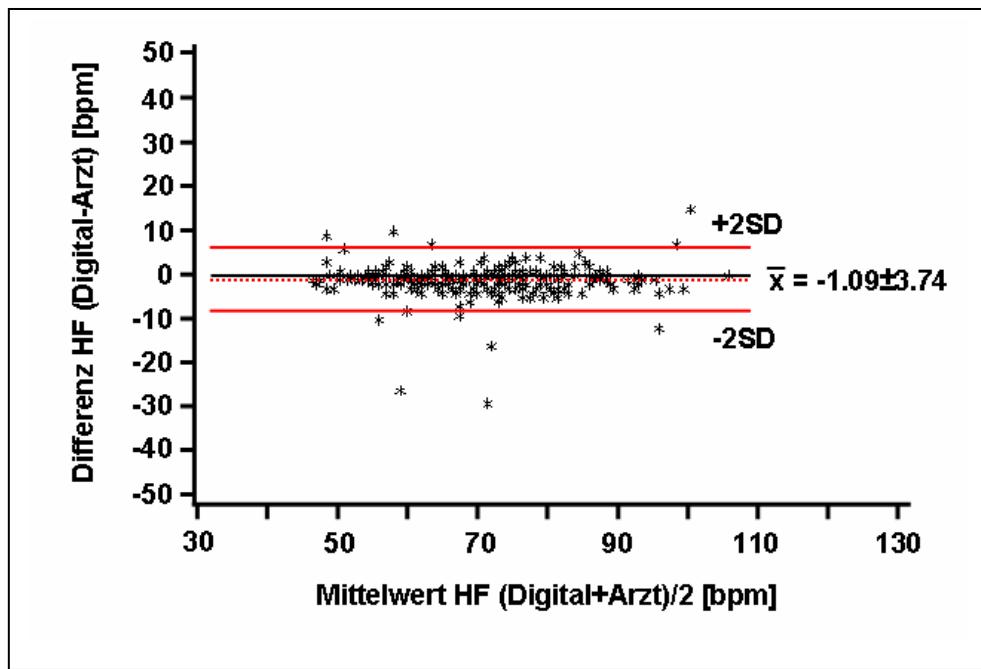


Abbildung 13: Abweichung der HF zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Infarktstichprobe“.

Für die „Infarktstichprobe“ finden sich vergleichbare Abweichungen, allerdings im Einzelfall deutlich ausgeprägter als in der „Zufallsstichprobe“.

3.3.2 PR-Intervallabweichung

Abbildung 14 zeigt die Abweichung zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Zufallsstichprobe“.

Durch den Arzt werden die PR-Intervalle systematisch in ihrer Dauer überschätzt.

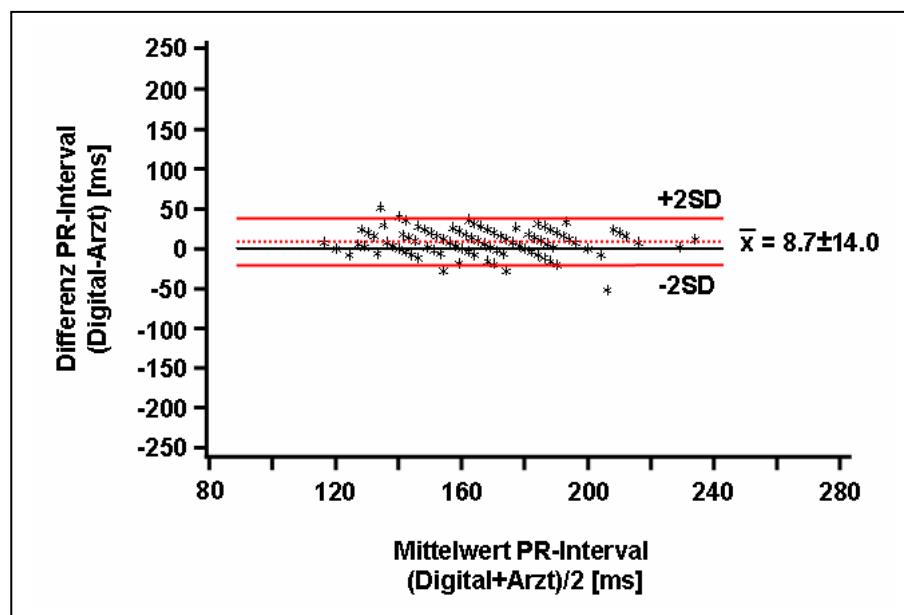


Abbildung 14: Abweichung des PR-Intervalls zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Zufallsstichprobe.“

Abbildung 15 zeigt die Abweichung zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Infarktstichprobe“.

Die ärztlichen und digitalen Messergebnisse sind gleichmäßig verteilt. Es fallen vereinzelt extrem abweichende Messungen auf.

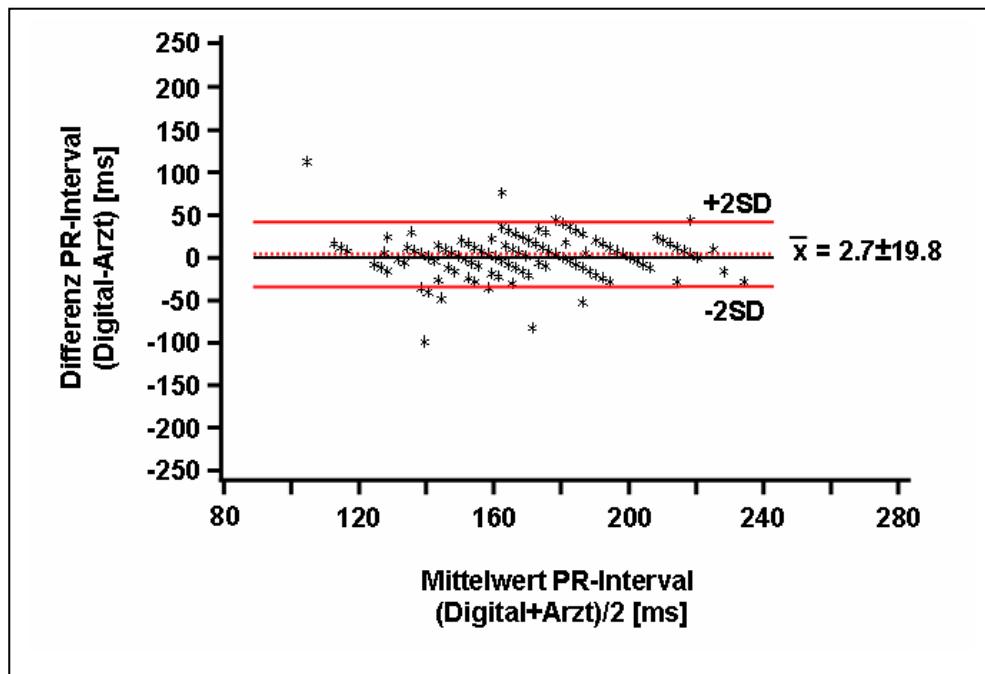


Abbildung 15: Abweichung des PR-Intervalls zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Infarktstichprobe“

3.3.3 QRS-Dauerabweichung

Abbildung 16 zeigt die Abweichung zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Zufallsstichprobe“. Durch den Arzt wird die QRS-Dauer eher kürzer (bis zu 40msec) gemessen.

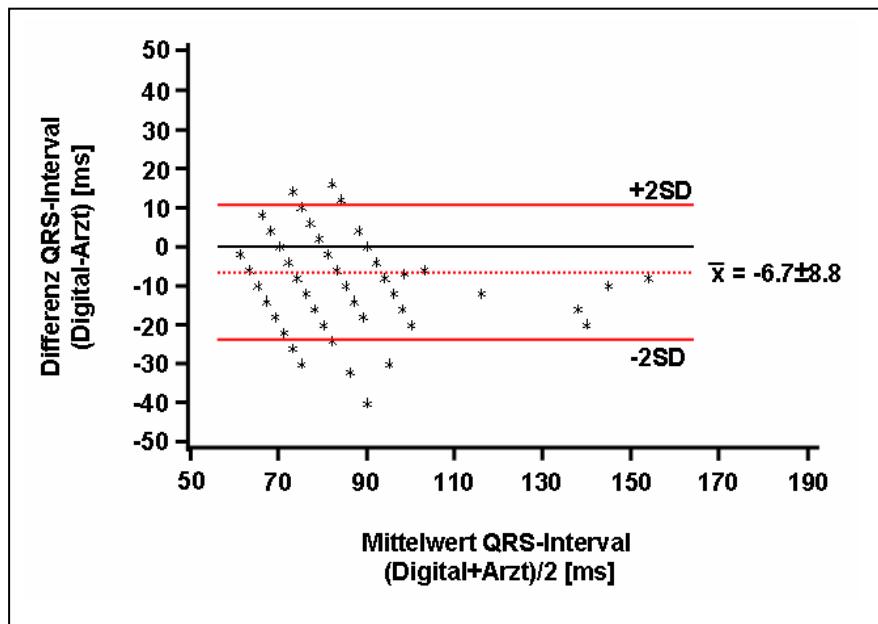


Abbildung 16: Abweichung des QRS-Intervalls zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Zufallsstichprobe“.

Abbildung 17 zeigt die Abweichung zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Infarktstichprobe“.

Über den gesamten QRS-Dauerbereich wird die QRS-Dauer geringfügig vom Arzt unterschätzt (10-40 ms).

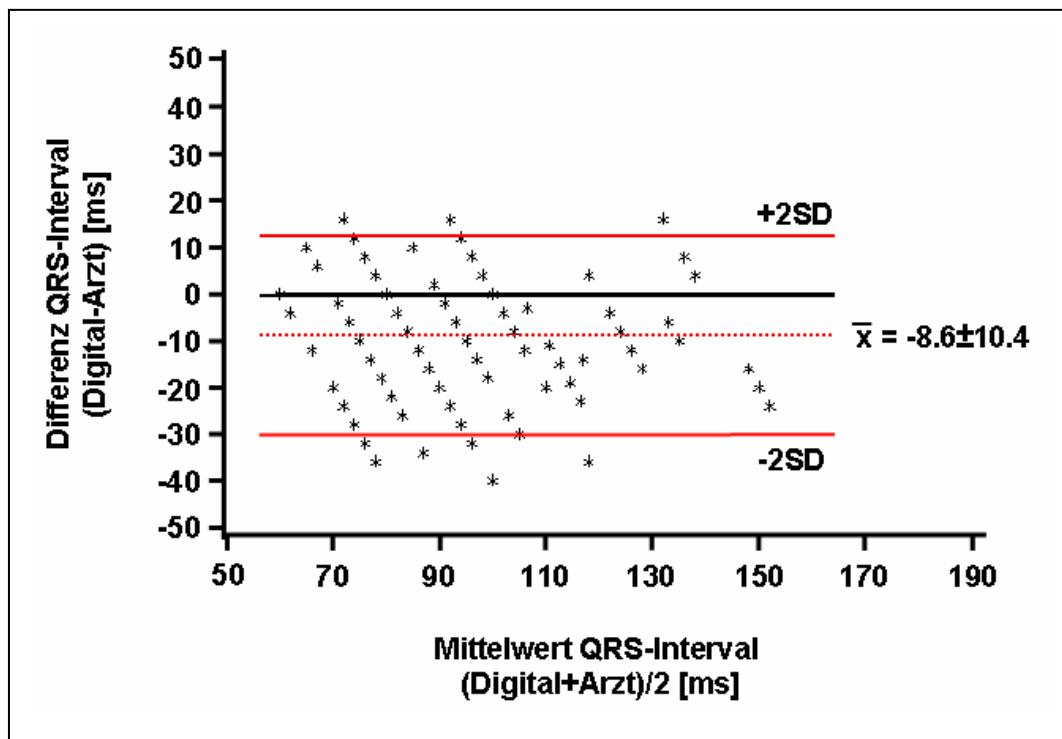


Abbildung 17: Abweichung des QRS-Intervalls zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Infarktstichprobe“.

3.3.4 QT-Intervallabweichung

Abbildung 18 zeigt die Abweichung zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Zufallsstichprobe“.

Die durch den Arzt erhobenen Messwerte sind systematisch auffällig kürzer als bei digitaler Datenerfassung.

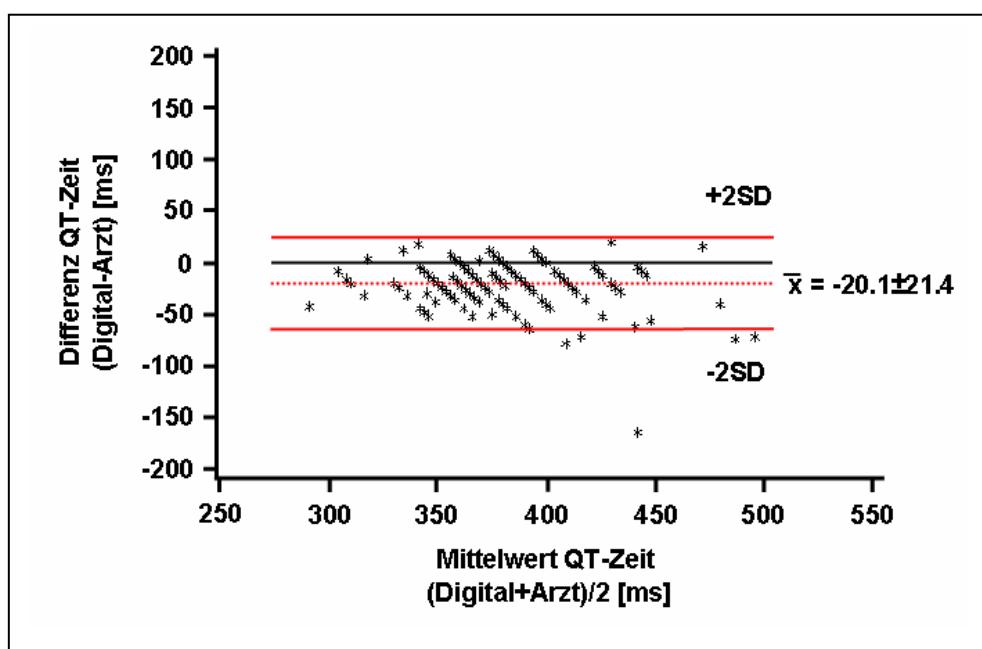


Abbildung 18: Abweichung der QT-Zeit zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Zufallsstichprobe“.

Abbildung 19 zeigt die Abweichung zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Infarktstichprobe“.

Über den gesamten QT-Intervallbereich werden die Zeiten vom Arzt geringfügig unterschätzt (0-100msec).

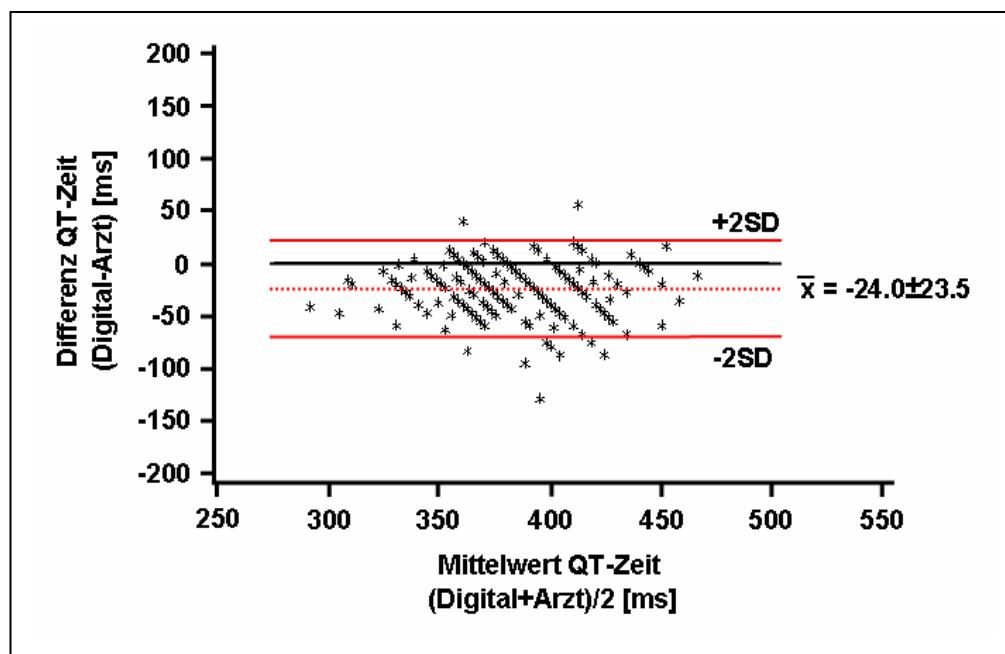


Abbildung 19: Abweichung der QT-Zeit zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Infarktstichprobe“.

3.3.5 QTc-Intervallabweichung

Abbildung 20 zeigt die Abweichung zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Zufallsstichprobe“.

Die QTc-Intervalle sind in der ärztlichen Analyse/Berechnung systematisch kürzer.

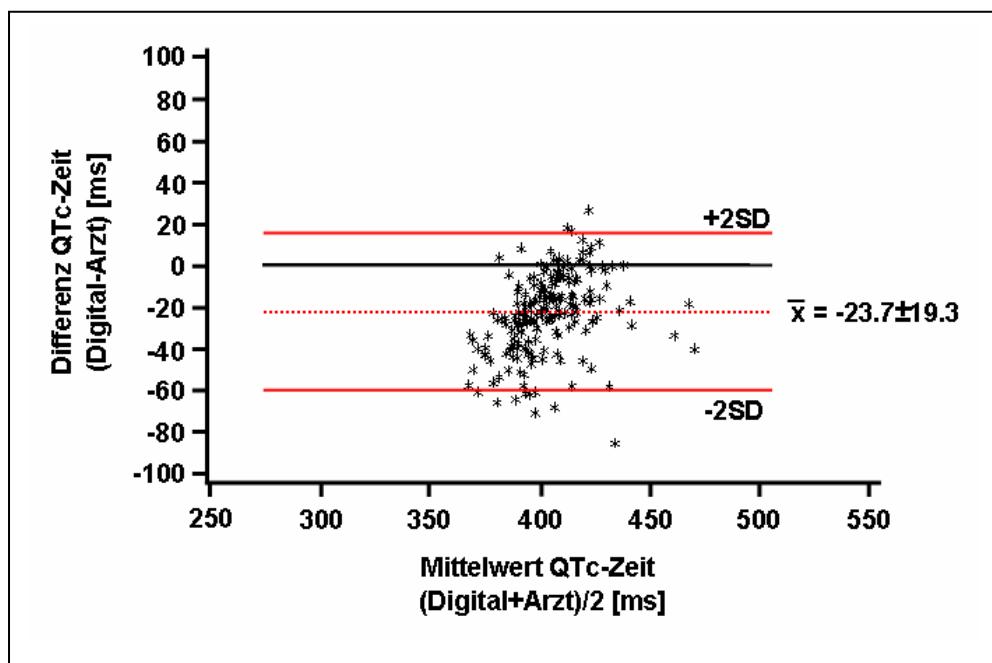


Abbildung 20: Abweichung der QTc-Zeit zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Zufallsstichprobe“.

Abbildung 21 zeigt die Abweichung zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Infarktstichprobe“.

Insgesamt werden die gemessenen/berechneten QTc-Intervalle vom Arzt auch in dieser Stichprobe niedriger gemessen als bei digitaler Analyse.

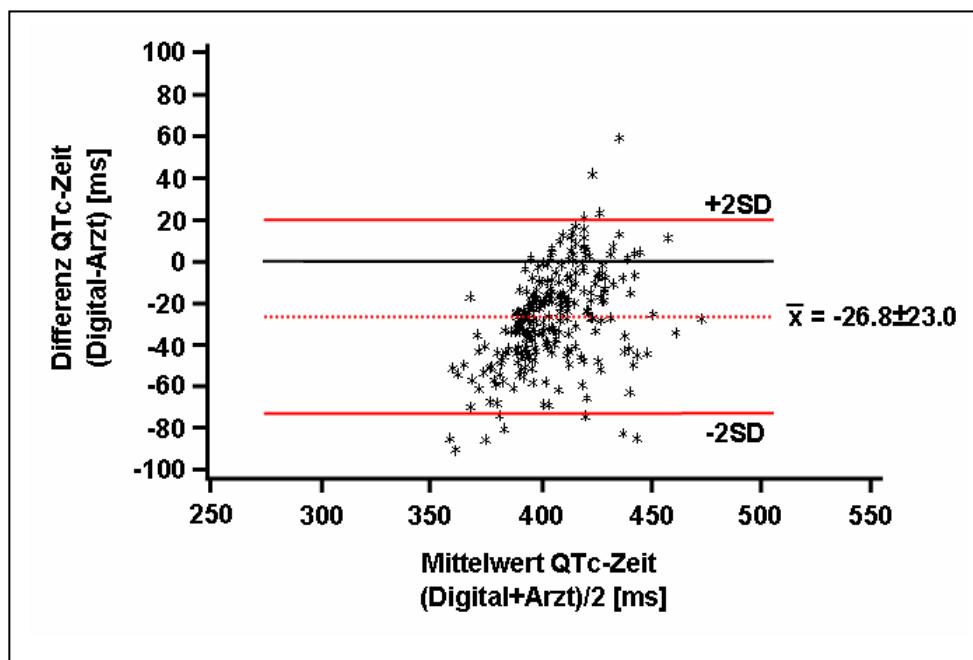


Abbildung 21: Abweichung der QTc-Zeit zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Infarktstichprobe“.

3.4 Vergleich der Ergebnisse der ärztlichen und digitalen Analyse morphologischer EKG Kriterien (Charakteristika)

Die Beurteilung wurde nach 4 Kategorien vorgenommen

- „Normal“
- „Borderline Infarkt“ oder „Ischämie“
- „Sicher Ischämie“
- „Sicher Infarkt“

3.4.1 Auswertung der „Zufallsstichprobe“ hinsichtlich der gewählten morphologischen Kriterien

In der Gruppe der „Zufallsstichprobe“ (n=199) ergab sich eine völlige Übereinstimmung bei insgesamt 135 EKG's (67,8%). (In Studien 97,7%[36])

Es gab nur ein EKG welches der Arzt als „Infarkt“ interpretierte und der Computer als „Normal“, dagegen 29 die der Computer als „Normal“, der Arzt aber als „Borderline Infarkt“ oder „Ischämie“ bewertete.

Von 149 der vom Arzt als „Normal“ befundenen EKG's wurden in der digitalen Analyse 126 als „Normal“, 15 als „Borderline“ und 8 als „Infarkt“ EKG's bewertet.

Demgegenüber wurden insgesamt 156 der EKG's in der digitalen Analyse als „Normal“ bewertet, davon waren nach ärztlicher Analyse 29 als „Borderline Infarkt“ oder als „Ischämie“ bewertet und 1 als „Infarkt“ EKG.

Insgesamt 6 EKG's wurden nach ärztlicher Analyse als „Infarkt“ EKG's beurteilt. Die digitale Auswertung ergab 17 „Infarkt“ EKG's.

Somit wurden 15% der vom Arzt als „Normal“ interpretierten EKG's, in der digitalen Auswertung als pathologisch eingestuft, andererseits 19% der in der digitalen Auswertung als „Normal“ klassifizierten EKG's wurden vom Arzt als pathologisch gewertet.

Die Tabelle 13 zeigt einen Überblick über die kategoriale EKG-Analyse in der „Zufallsstichprobe“.

Arzt	Digitales EKG				
	Normal	Borderline	Ischämie	Infarkt	Gesamt
Normal	126	15	0	8	149
Borderline Infarkt oder Ischämie	29	4	7	4	44
Sicher Ischämie	0	0	0	0	0
Sicher Infarkt	1	0	0	5	6
Gesamt	156	19	7	17	199

Tabelle 13: Kategoriale EKG-Analyse in der „Zufallsstichprobe“

3.4.2 Auswertung der „Infarktstichprobe“

In der nach Computerurteil als „Infarkt“ EKG's gekennzeichneten Gruppe (n=259) wurden in der ärztlichen Analyse 83 als „Normal“, 84 als „Borderline Infarkt“ oder „Ischämie“, 2 als sichere „Ischämie“ bewertet. Bei 67 gab es Übereinstimmung in der Bewertung als „Infarkt“ EKG.

Arzt	Digitales EKG				
	Normal	Borderline	Ischämie	Infarkt	Gesamt
Normal	0	2	0	83	85
Borderline Infarkt oder Ischämie	0	11	2	84	97
Sicher Ischämie	0	0	0	2	2
Sicher Infarkt	0	6	2	67	75
Gesamt	0	19	4	236	259

Tabelle 14: Kategoriale Analyse des EKG in der „Infarktstichprobe“

32% der vom Computer als „Infarkt“ charakterisierten EKG's wurden vom Arzt als „Normal“ interpretiert, und nur 2% der vom Arzt als „Infarkt“ interpretierten galten in der digitalen Auswertung als „Normal“.

3.4.3 Häufigkeit von Artefakten und fehlender / eingeschränkter Kodierbarkeit

In der ärztlichen Analyse wurden Variablen erhoben, die nicht in der digitalen EKG-Analyse berücksichtigt wurden. Auf die digitale Analyse wurde verzichtet, da diese vom Computer als nicht kodierbar bewertet wird.

Das EKG wurde als „eingeschränkt kodierbar“ gekennzeichnet, und der Grund spezifiziert.

Kriterien für fehlende / eingeschränkte Kodierbarkeit waren:

- Drittgradiger AV-Block *
- Wolff-Parkinson-White Syndrom *
- Schrittmacher-EKG
- kompletter Linksschenkelblock
- kompletter Rechtsschenkelblock
- intraventrikuläre Leitungsstörungen *
- Kammerflimmern und Asystolie *
- Idioventrikulärer Rhythmus *
- Supraventrikuläre Tachykardie > 140/min
- Nicht vertreten

Tabelle 15 zeigt, dass Artefakte weniger, dagegen fehlende/eingeschränkte Kodierbarkeit in der der „Infarktstichprobe“ häufiger vertreten waren als in der „Zufallsstichprobe“.

	Zufallsstichprobe	Infarktstichprobe	p-Wert
	n=199	n=259	/
Kriterien für fehlende/eingeschränkte Kodierbarkeit	7 (3.8%)	31 (12.0%)	= 0.003
Artefakte	9 (4.9%)	6 (2.3%)	0.17

Tabelle 15: Häufigkeit von Artefakten und fehlender/eingeschränkte Kodierbarkeit

3.5 Deskriptive Analyse der ST-Strecken, T-Wellen und Q-Zacken durch den Arzt

In Tabelle 16 sind die durch den Arzt gemessene Häufigkeit der ST-Streckenänderungen, T-Wellen Abnormalität und signifikanten Q-Zacken in der repräsentativen Gruppe mit EKG's mit hohem Anteil an „Normalen“ EKG's („Zufallsstichprobe“) dargestellt. In der Stichprobe mit EKG's hingegen diejenigen, welche in der digitalen Analyse einen „Sicheren Infarkt“ anzeigen oder EKG's von Probanden die anamnestisch einen durchgemachten Myokardinfarkt angaben („Infarktstichprobe“).

	Zufallsstichprobe	Infarktstichprobe	p-Wert
	n=199	n=259	/
ST-Streckenänderung	2 (1.0%)	30 (11.6%)	<0.0001
T-Wellen Abnormalität	20 (10,0%)	118 (45.6%)	<0.0001
Sign. Q-Zacken	17 (8,5%)	152 (58.7%)	<0.0001

Tabelle 16: Häufigkeit der ST-Streckenänderungen, T-Wellen Abnormalität und Sig. Q-Zacken in der „Zufallsstichprobe“ und in der „Infarktstichprobe“ bei Beurteilung durch den Arzt

3.5.1 ST-Strecken Veränderungen

ST-Strecken Hebung von mehr als 2 mm wurden registriert, ST-Strecken Senkung ab 1 mm. Zusätzlich wurde ein horizontaler oder deszendierender Verlauf berücksichtigt. Erwartungsgemäß waren ST-Streckenveränderungen in der „Infarktstichprobe“ deutlich häufiger.

3.5.2 T-Wellenabnormalität

Flache T-Wellen wurden als Normal gewertet. Erwartungsgemäß gab es in der Gruppe der „Zufallsstichprobe“ nur in 11% T-Wellenveränderungen im Vergleich zu 45% in der Gruppe der „Infarktstichprobe“.

Kommentar: ebenfalls, wie erwartet, häufiger in der „Infarktstichprobe“.

In beiden Gruppen ist die am häufigsten aufgetretene Konstellation eine isolierte negative T-Welle in Ableitung III. Tabelle 17 zeigt die Ableitung mit T-Wellenabnormalität aus der „Zufallsstichprobe“.

(N=20/199) 1=vorhanden, 0=nicht vorhanden

	I	II	III	AVL	AVR	AVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	N	%
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	5
	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	1	5
	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0	1	5
	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	5
	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	6	30
	0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	3	15
	0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	1	1	1	5
	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	5
	0	1	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1	5
	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	5
	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1	1	2	10
	1	0	0	1	0	0	0	1	1	0	1	1	1	5
													20	100%

Tabelle 17: T-Wellenabnormalität in der „Zufallsstichprobe“ durch den Arzt ausgewertet

Tabelle 18 zeigt die Ableitungen mit T-Wellenabnormalität in der Gruppe der „Infarktstichprobe“.

(N=118/259) 1=vorhanden 0=nicht vorhanden

I	II	III	AVL	AVR	AVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	N	%
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	3	2.54
0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	2	1.69
0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	3	2.54
0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	2	1.69
0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0.85
0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	0	0	2	1.69

I	II	III	AVL	AVR	AVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	N	%		
0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0	2		1.69		
0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1		0.85		
0	0	0	0	0	0	1	1	1	0	0	1		0.85		
0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0	1		0.85		
0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	7		5.93		
0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	3		2.54	
0	0	0	1	0	0	0	1	1	1	1	0	1		0.85	
0	0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	1		0.85	
0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	44		37.29	
0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1		0.85	
0	0	1	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1		0.85	
0	0	1	0	0	0	1	1	1	1	1	0	1		0.85	
0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	12		10.17	
0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1	1		0.85
0	0	1	0	0	1	0	1	1	0	0	0	0	1		0.85
0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	1		0.85
0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1	1	1		0.85
0	1	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1		0.85
0	1	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	2		1.69
0	1	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1	1		0.85
1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	4		3.39
1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1		0.85
1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	1	2		1.69
1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1	1	0	1		0.85
1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1	1	1	2		1.69
1	0	0	1	0	0	0	0	0	1	1	1	0	1		0.85
1	0	0	1	0	0	0	0	1	1	0	1	1	1		0.85
1	0	0	1	0	0	0	0	1	1	1	1	0	1		0.85
1	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1		0.85
1	1	0	1	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1		0.85
1	1	0	1	0	1	0	0	0	1	1	1	1	1		0.85
1	1	1	1	0	1	0	1	1	1	1	1	1	1		0.85
												118	100%		

Tabelle 18: T-Wellenabnormalität in der „Infarktstichprobe“ durch den Arzt ausgewertet

3.5.3 Signifikante Q-Zacken

Q-Zacken in Screening-EKG's sind wichtige Marker für latente kardiovaskuläre Erkrankung. So können z.B. gelegentlich „stille“ Herzinfarkte erkannt werden. In der „Zufallsstichprobe“ war fast die Hälfte (41%) der signifikanten Q-Zacken als isoliertes Q in Ableitung III, während in der Gruppe der „Infarktstichprobe“ nur 11% eine isolierte Q-Zacke in Ableitung III aufwiesen.

Tabelle 19 zeigt die Ableitungen mit signifikanten Q-Zacken aus der „Zufallsstichprobe“. (N=17/199) 1=vorhanden 0=nicht vorhanden

I	II	III	AVL	AVR	AVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	N	%
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	5.88
0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	1	0	1	5.88
0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	1	5.88
0	0	0	0	0	0	1	1	1	0	0	0	1	5.88
0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	7	41.18
0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	2	11.76
0	1	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	2	11.76
1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	2	11.76
												17	100%

Tabelle 19: signifikante Q-Zacken aus der „Zufallsstichprobe“ durch den Arzt ausgewertet

Tabelle 20 zeigt die Ableitungen mit signifikanten Q-Zacken aus der „Infarktstichprobe“ (N=152/259) 1= vorhanden 0=nicht vorhanden

I	II	III	AVL	AVR	AVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	N	%
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0.66
0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1	0.66
0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	1	0.66
0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	12	7,89
0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	1	0	1	0.66
0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	2	1.31
0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0.66
0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	4	2.63
0	0	0	0	0	0	1	1	1	0	0	0	5	3.36
0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0	0	4	2.68
0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	0	1	0.66
0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	0.66

I	II	III	AVL	AVR	AVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	N	%
0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	9	5,92
0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	0	1	0.66
0	0	0	1	0	0	1	1	1	1	0	0	1	0.66
0	0	0	1	0	0	1	1	1	1	1	0	1	0.66
0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	17	11,19
0	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0.66
0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	38	25.00
0	0	1	0	0	1	0	1	0	0	0	0	1	0.66
0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0.66
0	1	0	0	0	1	0	1	1	1	1	0	1	0.66
0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0.66
0	1	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1	0.66
0	1	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	32	21.05
0	1	1	0	0	1	0	0	0	0	1	1	1	0.66
0	1	1	0	0	1	0	0	0	1	1	1	2	1.31
0	1	1	0	0	1	0	1	1	1	1	1	1	0.66
0	1	1	0	1	0	0	0	0	0	0	1	1	0.66
1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	4	2.63
1	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1	0.66
1	1	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0.66
1	1	1	1	0	1	0	0	0	0	1	1	1	0.66
												152	100

Tabelle 20: Q-Zacken in der „Infarktstichprobe“

3.5.4 Rhythmus-, Achsentyp und QT-Kategorie

Tabelle 21 zeigt die Anzahl des Rhythmus- und Achsentyps sowie die QT-Kategorie in der „Zufallsstichprobe“ und „Infarktstichprobe“.

	Zufallsstichprobe	Infarktstichprobe	p-Wert
	N=199	N=259	
Rhythmus			
Sinusrhythmus	195	248	=0.25
Vorhofflimmern	4	10	
Schrittmacher	0	1	
QRS-Achsentyp			
Normal	95	53	<0.0001
Rechtstyp	3	3	
Linkstyp	99	202	
QT-Kategorie			
Normal	192	168	<0.0001
Grenzwertig	1	85	
Verlängert	6	5	

Tabelle 21: Verteilung des Rhythmus-, Achsentyps und QT-Kategorie in der „Zufallsstichprobe“ und „Infarktstichprobe“

3.6 Diskussion

In dieser Studie wurden die Ergebnisse einer ärztlichen 12-Kanal-EKG-Messung und Auswertung mit einer digitalen 12-Kanal-EKG-Messung und Auswertung verglichen. Dies erfolgte separat für 2 Gruppen: Eine sog. „Zufallsstichprobe“ und eine „Infarktstichprobe“. Die „Zufallsstichprobe“ entspricht einer Auswahl die für das Gesamtkollektiv der Heinz Nixdorf Recall Studie (HNRS) repräsentativ ist, die „Infarktstichprobe“ sind EKG's die entweder „infarkttypische“ EKG-Veränderungen im digital erfassten EKG aufwiesen oder EKG's von Patienten die angaben einen Myokardinfarkt in der Vergangenheit erlitten zu haben.

Zusammenfassung der Ergebnisse:

Die wichtigsten Ergebnisse dieser Arbeit lassen sich folgendermaßen zusammenfassen:

1. Bezuglich der **Herzfrequenz** besteht über den gesamten relevanten Frequenzbereich eine gute Übereinstimmung zwischen digital erfasster und vom Arzt gemessener Herzfrequenz. Dies gilt sowohl für die „Zufallsstichprobe“ als auch die „Infarktstichprobe“.
2. Das **PR-Intervall** wird vom Arzt im Vergleich zum digital erfassten EKG in seiner Dauer tendenziell überschätzt. Dies gilt zumindest für die „Zufallsstichprobe“. Bei pathologischem Ausgangs-EKG sind Über- bzw. Unterschätzungen des PR-Intervalls im Vergleich zum digitalen EKG etwa gleich verteilt. Klinisch relevante Abweichungen finden sich – wenn auch selten – in der „Infarktstichprobe“.
3. Über den gesamten Bereich des QRS-Intervalls wird die **QRS-Dauer** vom Arzt systematisch kürzer gemessen als bei digitaler Auswertung. Diese um 10-40 msec geringer gemessenen QRS-Dauer gilt sowohl für die „Zufalls“- als auch die „Infarktstichprobe“.
4. Die Dauer des **QT-intervalls** wird vom Arzt sowohl für den nicht Frequenzkorrigierten Wert (QT-Intervall) als auch für den Frequenzkorrigierten Wert (QTc) geringer gemessen bzw. berechnet als bei digitaler Analyse.
5. Zum Vergleich der ärztlichen und digitalen **Analyse des EKG'S nach morphologischen Kriterien** („Normal“, „Ischämie“ oder „Borderline Infarkt“, gesicherte „Ischämie“, gesicherter „Infarkt“, als Klassifikationskriterien) fand sich eine kompletté Übereinstimmung in der „Infarktstichprobe“ bei 68%. Bemerkenswert wurden 29 von 126 EKG'S, die nach digitaler Befundung „Normal“ waren, vom Arzt als abnormal (am häufigsten als „Ischämie“) beurteilt.

6. In der entsprechenden Analyse des EKG's (gleiche Klassifikationskriterien) in der „Infarktstichprobe“ wurden etwa 30% der vom Computer als „Normal“ befundenen EKG's vom Arzt ebenfalls als „Normal“ befunden.

Wie lassen sich diese Ergebnisse im Kontext der Literatur interpretieren?

Messwerte in der „Zufallsstichprobe“ und in der „Infarktstichprobe“

Die gute Übereinstimmung der Herzfrequenzbestimmung zwischen digital erfassten und ärztlich gemessenen Werten ist nicht überraschend. Methodisch ist die Messung der Herzfrequenz auf der Basis der RR-Abstände sowohl digital als auch visuell unproblematisch. Die gute Übereinstimmung wird auch durch die bisher publizierten Daten bestätigt. Wie bei anderen quantitativen Datenerfassungen von EKG-Parametern dürfte das digitale Verfahren besser reproduzierbar sein als die vom Arzt gemessenen – vom subjektiven Einfluss nicht freien – Messwerte. Die Reproduzierbarkeit der Herzfrequenzbestimmung mit beiden Verfahren wurde allerdings in der vorliegenden Studie nicht untersucht.

Bei der Bewertung der übrigen Messparameter des EKG's (PR-Intervall, QRS-Dauer, QT-Intervall, QTc-Intervall) wird die digitale „Vermessung des EKG's als goldener Standard angesehen. Warum? Dies ist aus theoretischen Gründen und aus den Daten der Literatur eindeutig, dass sich diese EKG-Parameter bei richtiger Wahl der Messkriterien digital genauer und reproduzierbarer erfassen lassen als mit einer visuellen Analyse durch den Arzt.

Zum einen gelingt es bei der digitalen Methodik den entsprechenden Parameter als kontinuierliche Variable (z.B. QRS-Dauer) und nicht z.B. wie durch den Arzt diskontinuierlich in 10 msec Abständen zu erfassen. **Zum anderen** werden beim digitalen Verfahren sämtliche EKG-Ableitungen vergleichend berücksichtigt, während der Arzt in der Regel die Ableitung zur Vermessung auswählt, in der er den gemessenen Parameter am besten erfassen kann. **Zum dritten** wird bei der digitalen Erfassung des entsprechenden Messparameters ein oder mehrere Kriterien festgelegt nach denen z.B. der Beginn des QRS-Komplex oder das Ende des QT-Intervalls quantitativ festgelegt wird. Bei visueller Erfassung dieser Charakteristika gibt es sowohl bei erneuter Messung durch den gleichen Arzt als auch bei interindividueller Kontrolle erhebliche Unterschiede.

Die Vorbemerkungen erklären den Unterschied zwischen digitalen und durch den Arzt erfassten Messwerten. Es überrascht daher nicht, dass das vom Arzt gemessene PR-

Intervall in der Regel im Vergleich zur computergestützten Analyse zu einer Überschätzung der PR-Intervalle führt. Bemerkenswert ist vielmehr, dass sich entsprechende Abweichungen selten als klinisch relevant herausstellen. Es überrascht nach dem vorgesagten ebenfalls nicht, dass auch bei anderen Messparametern keine komplette Übereinstimmung zwischen digitalen und visuellen Messwerten zu erreichen ist. Von klinischer Relevanz ist die Frage, wie viele Patienten erheblich von dieser Übereinstimmung abweichen. Es handelt sich um eine relativ kleine Patientenzahl. Im Einzelfall und systematisch sind diese Abweichungen gut zu erklären.

Warum liegen die PR-Zeiten bei der „Zufallsstichprobe“ im Mittel höher als die digital gemessenen Werte? Die Gründe wurden in allgemeiner Formulierung oben erwähnt: Kontinuierliche Messung bei digitaler versus nichtkontinuierlicher Datenerfassung bei visueller Analyse. Größere „Empfindlichkeit“ von Deviationen von der Grund (0)-Linie bei digitaler Datenerfassung. Visuell werden in der Regel Auslenkungen von der Grundlinie von etwa 45°-Winkel Steigung bzw. Abfall gemessen bzw. bewertet. Erfahrungsgemäß sind noch geringere Auslenkungen zwar auch visuell erfassbar, die Subjektivität in der Beurteilung nimmt jedoch entsprechend zu. Der Computer dagegen erfasst schon minimale systematische Abweichungen von der Grundlinie und misst so „empfindlicher“. Entsprechend größer ist in der Regel die Dauer der entsprechenden Zeitintervalle im EKG (PR,QRS,QT,QTc). Ebenso ist plausibel, dass die Variabilität beider Messverfahren (visuell und rechnergestützt) bei pathologischen EKG's („Infarktstichprobe“) größer ist als bei elektrokardiographischen Normalbefunden. Für die Erfassung von Messwerten werden bei rechnergestützter EKG-Auswertung ähnliche Übereinstimmungen – beim Vergleich mit der Auswertung durch den Arzt – angegeben, wie in der vorliegenden Studie. [79]

Morphologische Messwerte in der „Zufallsstichprobe und in der „Infarktstichprobe“

Die Übereinstimmung der digitalen Ergebnisse mit denen der Auswertung durch den Arzt ist für die „Zufallsstichprobe“ relativ gut, für die „Infarktstichprobe“ dagegen - auch im Vergleich zur Literatur – deutlich weniger übereinstimmend. Insbesondere fällt auf, dass in der „Infarktstichprobe“ etwa 30% von dem Computer als pathologisch befundeten EKG's, vom Arzt als „Normal“ befundet wurden. Die Gründe dieser Diskrepanzen zwischen „digitaler Auswertung“ und visueller Analyse durch den Arzt sind vielfältig:

Das Programm 12 SL-MUSE, das in dieser Studie zur Anwendung kam, wurde schon in früheren Studien validiert. [79,90,93,106]

In Studien von Reddy et al. wurde die Genauigkeit des 12-SL Code in der Interpretation des Rhythmus mit einer Sensitivität von 80,8%-98,7% und einer Spezifität von 91-99,6% angegeben. [93] In zwei unabhängigen Studien vom Mount Sinai Medical Center und der Mayo Clinic wurde der 12-SL Code für den LSB mit einer Sensitivität von 78 und 87% und einer Spezifität von 100%, und für den RSB eine Sensitivität von 90 und 91% und Spezifität von 100% errechnet. [1,37,106] Die Infarktdiagnose bei Patienten mit thorakalen Schmerzen ergab eine Sensitivität von 74% und einer Spezifität von 98%, und der Vergleich mit den Infarkt-EKG's aus den Datenbanken, eine Sensitivität von 65% und eine Spezifität von 100%. [55]

In der Arbeit von Kudenchuck et al. (1990) betrug die Übereinstimmung der Auswertung bei der Einteilung in „Normal“ und „Nicht normales“ EKG 96,3%. Die Computer-Auswertung der Repolarisation (ST-Hebung und Senkung) wurde bei Kudenchuck et al. mit einer Sensitivität von 52% und einer Spezifität von 98% angegeben. [55] In einer Studie wurden 39.238 EKG's analysiert. Das Programm differenzierte in folgende Diagnosen: „Normal“ 22%, „fraglich Normal“ 6%, „Borderline“ 5%, „nicht-Normal“ 66%. Die Überprüfung durch die Ärzte war in 96% mit dieser Beurteilung übereinstimmend auffällig, die Übereinstimmung der Ärzte mit der Computer Diagnose „nicht-Normaler“ EKG's in 97,7%. In nur 204 Aufzeichnungen (8%) haben Ärzte vom Computer als „nicht-Normale“ EKG's als „Normal“ gewertet. Entsprechend wurden 7% vom Computer als „Normal“ von den Ärzten als „nicht-Normal“ bewertet. [79]

Eine Ursache für die unterschiedlichen Ergebnisse der Auswertung ist möglicherweise die Tatsache, dass das Computerprogramm aufgrund von „Datenbanken“ aus Populationen mit ausgewähltem Krankengut erstellt wurde, also ein vorselektiertes Krankengut darstellt. In der Heinz Nixdorf Recall Studie (HNRS) lag dagegen ein populationsbasiertes nicht vorselektiertes Krankengut zu Grunde. Das computerbasierte Auswerteverfahren ist das Ergebnis von vielen Expertenmeinungen, deren Erfahrungen im Programm mitberücksichtigt wurden - sozusagen zahlreiche zweite Meinungen. Die ärztliche Auswertung stellt dagegen nur eine einzige Meinung dar.

Der Vorteil des Einsatzes der Computer-EKG-Auswertung ist, dass es von jedermann eingesetzt werden kann. Die ärztliche Auswertung auf der Basis des Minnesota Codes

erfordert dagegen spezial trainiertes Personal. [108,134,135] Das bisher am meisten benutzte System zur Auswertung der EKG's in epidemiologischen Studien ist das Novacode System. Nach unseren Ergebnissen ist auch das 12-SL Muse Programm für den Einsatz in epidemiologischen Studien geeignet.

In Zukunft ist weniger die Entwicklung neuer Ansätze zu erwarten als vielmehr die von hybriden Systemen bzw. Meta-Systemen. [103] Neue Signalerkennungsprogramme wie z.B. Wavelets [101] versprechen eine noch genauere Analyse der Computer- EKG's. Für die CSE-DS3 Datenbank lag die Entdeckungsrate durch Wavelets auf den QRS-Komplex bei 99,86% und die Sensitivität bei 100%. [103]

Der Wert einer jeden Screening-Untersuchung hängt von 4 Punkten ab: [4]

- Kosten
- Beziehung der Anormalitäten in der Bevölkerung
- Die Verbindung der Anormalitäten zu Morbidität und Mortalität
- Möglichkeit zukünftige Mortalität und Morbidität zu reduzieren oder zu vermeiden.

Die Frage des Screenings hat auch Einfluss auf die sog. sekundäre Prävention, da es die Vorstellung von der Existenz einer „latenten“ koronaren Herzerkrankung unterstützt. In neueren Studien wurde der Erfolg von sekundärer Prävention nachgewiesen. [102]

Auf jeden Fall müssen sich die zusätzlichen Kosten für die EKG Untersuchung lohnen in dem Sinne, dass die Erkennung der asymptomatischen Personen mit Risiko effektiver ist als mit den üblichen Standard-Risiko-Faktoren (Framington); bisher wird in Deutschland in der Vorsorgeuntersuchung ab 35 Jahren von den Krankenkassen lediglich eine körperliche Untersuchung, Cholesterin und Blutzucker und Urin untersucht. Ein EKG ist nicht vorgesehen. Wenn man davon ausgeht, dass das EKG nach GOÄ bezahlt wird, und diese Untersuchung alle 2 Jahre erfolgen soll, kommen erhebliche Summen zustande.

Das Ziel sollte sein, die kardiovaskuläre Ereignisrate zu senken und die vorhanden Ressourcen im Hinblick auf die betroffenen Patienten und die Allgemeinheit kosteneffizient zu nutzen. [75]

Zunehmende Kenntnisse der prognostischen Auswertung von EKG-Veränderungen in selektierten Populationen erlauben den Einsatz des Computers. Computer können sinn-

voll sein zur genauen Herzfrequenzmessung, Bestimmung von Leitungsintervallen und Achsenberechnung. Computer können Fehler entdecken welche Ärzte übersehen haben.

Computer haben viele Problemlösungen in der EKG Messung und Befundung übernommen. Anfängliche Mängel wurden durch den weit verbreiteten Einsatz inzwischen weitgehend behoben. Vorerst wurden nur 3-Kanal EKG (Frank X,Y,Z) benutzt. Inzwischen wird sowohl in epidemiologischen, wie auch in der klinischen Praxis das 12-Kanal EKG eingesetzt.

In der Frage der Genauigkeit und Nützlichkeit von computerisierten Ruhe-EKG-Befunden, müssen sowohl die Interobserver-Variabilität in der visuellen Auswertung, wie auch die Unterschiede der ärztlichen Auswertung im Vergleich zur digitalen Auswertung mit einbezogen werden. So können computerausgewertete EKG's gelegentlich richtige Diagnosen stellen, welche von Ärzten übersehen wurden, und computerausgewerte EKG-Befundung kann den Untersucher zum Teil auch in seiner Beurteilungsfähigkeit beeinflussen.[19,131,133]

Studien zeigten, dass Interobservervariabilitäten letztendlich so verschieden sind wie die Unterschiede zwischen der Computer- und der visuellen Auswertung. [53]

Es ist davon auszugehen, dass EKG-Computer Programme ebenso gut sind wie visuelle EKG-Messungen und Auswertungen, somit in epidemiologischen Studien eingesetzt werden können. Die Übereinstimmung der computerisierten EKG Diagnosen ist vergleichbar mit zuvor publizierten Daten zur Interobservervariabilität der arztbasierten EKG-Analyse. [11,52,69,99,100,104,111,114,126,133]

Basierend auf den endgültigen Ergebnissen der Heinz Nixdorf Recall Studie kann der prognostische Wert von computerisierten Ruhe-EKG-Analysen für die Risikostratifikation in der Allgemeinbevölkerung bestimmt werden.

4 Zusammenfassung

Bezüglich der Herzfrequenz besteht über den gesamten relevanten Frequenzbereich eine gute Übereinstimmung zwischen digital erfassten und vom Arzt gemessener Herzfrequenz. Dies gilt sowohl für die „Zufallsstichprobe“ als auch die „Infarktstichprobe“.

Das PR-Intervall wird vom Arzt im Vergleich zum digitalen erfassten EKG in seiner Dauer tendenziell überschätzt. Dies gilt zumindest für die „Zufallsstichprobe“. Bei pathologischen Ausgangs-EKG sind Über- bzw. Unterschätzungen des PR-Intervalls im Vergleich zum digitalen EKG etwa gleich verteilt. Klinisch relevante Abweichungen finden sich – wenn auch selten – in der „Infarktstichprobe“.

Über den gesamten Bereich des QRS-Intervalls wird die QRS-Dauer vom Arzt systematisch kürzer gemessen als bei digitaler Auswertung. Diese um 10-40 msec geringer gemessenen QRS-Dauer gilt sowohl für die „Zufalls“-als auch „Infarktstichprobe“.

Die Dauer des QT-Intervalls wird vom Arzt sowohl für den nicht frequenzkorrigierten Wert (QT-Intervall) als auch für den frequenzkorrigierten Wert (QTc) geringer gemessen bzw. berechnet als bei digitaler Analyse.

Beim Vergleich der ärztlichen und digitalen Analyse des EKG's nach morphologischen Kriterien („Normal“, „Ischämie“ oder „Borderline Infarkt“, gesicherte „Ischämie“, gesicherter „Infarkt“ als Klassifikationskriterien) fand sich eine komplette Übereinstimmung in der „Zufallsstichprobe“ bei 68%. Bemerkenswert wurden 29 von 126 EKG's, die nach digitaler Befundung „Normal“ waren, vom Arzt als abnormal (am häufigsten „Ischämie“) beurteilt.

In der entsprechenden Analyse des EKG's (gleiche Klassifikationskriterien) in der Infarktstichprobe wurden etwa 30% der vom Computer als „nicht-Normal“ befundete EKG's vom Arzt als „Normal“ befundet.

Computer haben viele Problemlösungen in der EKG Messung und Befundung übernommen. In der Frage der Genauigkeit und Nützlichkeit von computerisierten Ruhe-EKG-Befundung, muss sowohl die Interobserver-Variabilität in der visuellen Auswertung, wie auch die Unterschiede der ärztlichen Auswertung im Vergleich zur digitalen Auswertung mit einbezogen werden. So können computerausgewertete EKG's gelegentlich richtige Diagnosen stellen, welche von Ärzten übersehen werden, eine computerausgewertete EKG-Befundung kann den Untersucher zum Teil auch in seiner Beurteilungsfähigkeit beeinflussen.

Es ist davon auszugehen, dass EKG-Computer Programme ebenso gut sind wie visuelle EKG-Messungen und Auswertungen, und sie somit in epidemiologischen Studien eingesetzt werden können.

5 Literaturverzeichnis

1. 12 SL ECG analysis with age & gender specific criteria. Physicians's guide.PN 416791-004 Revision A.GE Medical Systems IT.2000
2. Abel H, Zywietz C, Schiemann W, Alraun W (1977) ECG- data processing with Hanover program. *Adv Cardiol* 19:127-131
3. Abreu-Lima C, de SA JP (1990) Interpretation of short ECG's with a personal computer: the Porto Program. *Methods Inf Med* 29(4):410-2
4. Ashley EA, Raxwal VK, Froelicher VF (2000) The prevalence and prognostic significance of electrocardiographic abnormalities. *Current Problems in Cardiol*, 25(1):1-72
5. Austen WG, Edwards JE, Frye RL, et al (1975) A reporting system on patients evaluated for coronary artery disease. *AHA Committee Report. Circulation* 51:Suppl:5-40
6. Bailey JJ, Itscoitz SB, Hirshfeld JW Jr, Grauer LE, Horton MR (1974) A method for evaluation computer programs for electrocardiographic interpretation. I. Application to the experimental IBM-Program of 1971. *Circulation* 50:73-79
7. Bemmel van JH, Willems JL (1990) Standardization and validation of medical support systems: the CSE project. *Methods Inf Med S*; 29(4):261-2
8. Benjamin EJ, Wolf PA, D'Agostino RB, et al. (1998) Impact of atrial fibrillation on the risk of death: the Framingham Heart Study. *Circulation*. 8;98(10):946-52
9. Berghoff BE (2004) Vorhersagbarkeit einer koronaren Herzerkrankung im Rahmen einer arbeitsmedizinischen Vorsorgeuntersuchung: eine Literaturstudie über Methoden der Risikoabschätzung. Dissertation Medizinische Fakultät LMU München
10. Bernardd P, Chaitman BR, Scholl JM, Val PG, Chabot M (1983) Comparative diagnostic performance of the Telemed computer ECG program. *J Electrocardiol* 16(1):97-103

11. Binda G, Schweiger C, Liverani M (1976) Results of the automatic analysis of a group of 2250 electrocardiograms examined with the HP4 System and supplied by 13 hospitals associated with a single computer center. *Minerva Med* 67(48):3067-76
12. Blackburn, H (1995) On the trail of heart attacks in seven countries. Minneapolis. University of Minnesota Press
13. Börger HH (1987) EKG Information. Steikopff Verlag.Darmstadt
14. Blackburn H, Keys A, Simonson E, Rautaharju P, Punzar S (1960) The electrocardiogram in population studies – a classification system. *Circulation* 21:1160-75
15. Bonner RE, Crevasse L, Ferrer MI, Greenfield JC (1978) A new computer program for comparative analysis of serial scalar electrocardiograms: description and performance of the 1976 IBM program. *Comput Biomed Res* 11(2):103-18
16. Bonner RE, Jackson LK, Hooper JK, Smith CH, Hsieh RC (1979) A method for testing performance in electrocardiographic interpretation. In Pryor AT, Bailey JJ, eds. *Computerized interpretation of the ECG IV*. New York: Engineering Foundation, 1979:126-144
17. Bousseljot R, Kreiseler D (2000) Waveform recognition with 10.000 ECGs. *Comp in Cardiology* 27:331-334
18. Bourdillon PJ, Kilpatrick D, Maldonado J, Goodwin JF (1975) Proceedings: Computer and human interpretation of electrocardiogram correlated with cardiac pathology. *Br Heart J* 37(5):560
19. Brohet C, Richman HG (1979) Clinical evaluation of automated processing of electrocardiograms by the Veterans Administration program (AVA 3.4). *Am J Cardiol* 43(6):1167-1174
20. Caceres CA, Hochberg HM (1970) Performance of the computer and physician in the analysis of the electrocardiogram. *Am Heart J* 79(4):439-443

21. Casale PN, Devereux RB, Milner M et al. (1986) Value of electrocardiographic measurement of left ventricular mass in predicting cardiovascular morbid events in hypertensive men. *Ann Intern Med* 105:173-8
22. Cohen J. A (1960) A coefficient of agreement for nominal scales. *Educ Psychol Meas* 20:37-46
23. Cohn PF (1980) Silent myocardial ischemia in patients with a defective anginal warning system. *Am J Cardiol* 45:697-702
24. Crow RS, Prineas RJ, Rautaharju P, Hannan P, Liebson PR (1995) Relation between electrocardiography and echocardiography for left ventricular mass in mild systemic hypertension. (results from Treatment of Mild Hypertension Study). *Am J Cardiol* 75:1233-1238
25. Detrano R, Salcedo E, Leatherman J, Day K (1987) Computer-assisted versus unassisted analysis of the exercise electrocardiogram in patients without myocardial infarction *J Am Coll Cardiol.* 10(4):794-9
26. Drazen et al. (1998) Survey of computer-assisted electrocardiography in the United States. *J Electrocardiol* 21(suppl):98-104
27. Dudeck J, Michaelis J (1971) Computeranalyse des Elektrokardiogramms. I. Daten erfassung und Auswertung. *Klein Wschr* 49:717-729
28. Eckart WV (2005) Geschichte der Medizin. Springer Verlag. Heidelberg
29. Elko PP, Weaver WD, Kudenchuk P, Rowlandson I (1992) The dilemma of sensitivity versus specificity in computer-interpreted acute myocardial infarction. *J Electrocardiol* 24:S2-7
30. Erpelt W (1976) Visual processing of 12.000 electrocardiograms according to the USPHS code and comparison of visual and automatic processing of about 6000 electrocardiograms in accordance with the USPHS code. *Minerva Med.* 67(48)3089-94

31. Feruglio GA (1975) The automated ECG laboratory: equipment and operational problems. *G Ital Cardiol* 5(1):90-103
32. Fleck-Vetter M (2002) EKG-Auswertung:PC-basierte Zeitserienanalyse. *Deutsches Ärzteblatt*; (45):10
33. Framingham Research Group. The Framingham Heart Study: design, rationale and objectives. www.nhlbi.nih.gov/about/framingham/design.htm.
34. Froelicher VF, Marcus R, Heidenreich PA (2004) Prognostic value of computer electrocardiography in veteran outpatients. *Federal Practitioner* 3:11-20
35. Glazier JJ, Chierchia S, Brown MJ, Maseri A (1986) Importance of generalized defective perception of painful stimuli as a cause of silent myocardial ischemia in chronic stable angina pectoris. *Am J Cardiol* 58:667-672
36. Graham IM, Reardon B, Mulcahy D, Mulcahy R (1986) User evaluation of a commercially available computerized electrocardiographic interpretation systems. In: Willems JL, van Bemmel JH, Zywitt C, eds. *Computer ECG analysis: towards standatisation*. Amsterdam:North Holland,191-193
37. Hammill et al. (1989)- Personal. communication - Mayo Clinic
38. Harnacke, Ernst Günther (1980) Computer EKG-Auswertung im Vergleich zu konventionellen ärztlichen Befundung von 354 Fällen. *Med. Dissertation. Universität Köln*
39. Harris LK, Blackburn HW, Prineas RJ, Wolf HK (1976) Electrocardiographic diagnosis of myocardial infarction by human readers and two computer programs. In: European Congress on Cardiology, August 20-24, Paris. *Abstract book I*. Paris:European Society of Cardiology, 1976:725
40. Hillson SD, Connelly DP, Liu Y (1995) The effect of computer-assisted electrocardiographic interpretation on physicians' diagnostic decisions. *Med Decis Making* 15(2):107-12
41. Hofman H, Perz S (1982) Computer Elektrokardiographie heute. *Med Klinik* 77 Nr. 20

42. Horacek T (1998) Der EKG-Trainer. Thieme Verlag Stuttgart
43. Huber, A (1985) Vergleichsuntersuchung zwischen den automatischen EKG-Beurteilung eines Computerprogramms und Befundung. Dissertation. Technische Universität München
44. Kadish AH, Buxton AE, Kennedy HL, Knight BP, Mason JW, Schuger CD, Tracy (2001) ACC/AHA Clinical competence statement on electrocardiography and ambulatory electrocardiography. *Circulation* 104:3169-3178
45. Kannel WB, Anderson K, McGee DL, Degatano LS, Stampfer MJ (1987) Nonspecific electrocardiographic abnormality as a predictor of coronary heart disease: the Framingham Study. *Am Heart J* 113:370-6
46. Kempe, CH (1997) Vergleichende Untersuchung der konventionellen mit der computergestützten EKG-Befundung anhand von 262 Patienten. Med. Dissertation Innere Med, Köln
47. Keys A (1970) Coronary heart disease in seven countries. *Circulation* 41:154-61
48. Khadr NE, Bray CL, Beton DC, et al (1979) Diagnosis of left ventricular hypertrophy and myocardial infarction by Bonner/IBM Program verified by ECG independent evidence. In: Ripley KL, Ostrow HG, eds. *Computers in Cardiology*. Long Beach, Calif.:IEEE Computer Society: 93-97
49. Koehler C. Historie der medizinischen Informatik in Deutschland von den Anfängen bis 1980, www.bvmi.de/hist_1962_02.htm
50. Koenig W (1983) Kostenanalyse bei der Anwendung der computergestützten EKG-Auswertung. *Biomedical Journal* 3
51. Kornreich F, Block P, Bourgain R, et. al. (1976) Multigroup diagnostic classification with a new „maximal“ lead system. *Adv. Cardiol* 16:121-127

- 52 Kors JA, van Herpen G (2001) The coming of age of computerized ECG processing: can it replace the cardiologist in epidemiological studies and clinical trials? *Medinfo* 10(pt2):1161-7
53. Kors JA, van Herpen G, Wu J, et al (1996) Validation of a new computer program for Minnesota Coding. *J Electrocardiol* 29:83-88
54. Kottke TE, Daida H, Bailey KR, Hammill SC, Crow RS (1998) Agreement and coding reliability of the Minnesota and Mayo eElectrocardiographic coding systems. *J Electrocardiology* 31:No 4
55. Kudenchuk PJ, Ho MT, Weaver WD, Litwin PE, Martin JS, Eisenberg MS, Hallstrom Cobb LA, Kennedy JW (1991) Accuracy of computer-interpreted ECG in selecting patients for thrombolytic therapy. *J Am Coll Cardiol* 17:1486-91
56. Kuhn M, Morgan MT, Hoffman JR (1992) Quality assurance in the emergency department: evaluation of the ECG reviews process. *Ann Emerg Med* 21(1):10-5
57. Kuklok R (1985) EKG Veränderungen bei berufstätigen Männern (ab 40 Lj) Analyse rechnergestützter Auswertung von 71.962 EKG's in der Zeit vom 01.01.1979-1984. *Med Dissertation Universität Düsseldorf*
58. Kurotshkin JA, Sterostin LI (1976) Data on experience with automated diagnostic systems. *Minerva Med* 67(48):3162-5
59. Kutschera J, Dudeck J, Barthel G, Habicht L, Strachotta W (1975) Konzept und Realisierung eines preisgünstigen, praxisgerechten, computerisierten EKG-Auswertungssystems. *Verh. Dtsch Ges Inn Med* 81:1681-1691
60. Laks MM (1982) "Gold standard" for ECG diagnosis – revisited 1981. In: Bonner RE, Pryor TA, Laks MM, Cole SS, eds. *Computerized interpretation of the electrocardiogram VI*. New York: Engineering Foundation: 267-275
61. Levy D, Thom TJ (1998) Death rates from coronary disease-progress and a puzzling paradox. *N Engl J Med* 339:915-7

62. Löding, V (1976) Vergleichende Computer-/Handvermessung des R-T-Abschnittes im EKG. Med Dissertation Universität Erlangen
63. Losert, M (1983) Vergleich der EKG-Interpretation zweier Computerprogramme auf der Grundlage ärztlicher EKG-Befundung und EKG unabhängiger Befunde. Med Dissertation Universität Giessen
- 64 Ludwig, H (1986) Schritthaltende Auswertung von EKG Signalen durch ein symbolisches Klassifikationsverfahren. Dissertation Technische Hochschule Aachen
65. Macfarlane PW (1990) A brief history of computer-assisted electrocardiography. *Methods of Inf in Med.* 29:272-281
66. Macfarlane PW, Melville DI, Horton MR, Bailey JJ (1981) Comparative evaluation of the IBM (12-lead) and Royal Infirmary (orthogonal three-lead) ECG computer programs. *Circulation* 63:354-9
67. Mc Laughlin SC, Aitchison TC, Macfarlane PW (1995) Methods for improving the repeatability of automated ECG analysis. *Methods Inf Med*; 34(3):272-82
68. Mehta M, Jain AC, Mehta A (1999) Early repolarisation. *Clin Cardiol*; 22:59-65
69. Mengden HJ, Just H, Kaspar W, Lollgen H, Kersting F (1978) Fully automatic computer-analysis of electrocardiograms in clinical routine. *Z Kardiol* 67(10)707-16
70. Meyer J, Heinrich KW, Merx W, Effert S (1974) Computeranalyse des Elektrokardiogramms mit verschiedenen Programmen. *Dtsch Med Wochenschr* 23:1213-1223
71. Michaelis J, Wellek S, Willem JL (1990) Reference standards for software evaluation. *Methods Inf Med* 29:289-297
72. Mitra S, Mitra M (2003) An automated data extraction system from 12 lead ECG images. *Comput Methods Programs Biomed* 71(1):33-8
73. Miyahara H, Endou K, Sato T (1980) Clinical usefulness of computer diagnosis in automated electrocardiogram. *Cardiology* 66(3):174-89

74. Möhlenkamp S, Schmermund A, Kerkhoff G, Budde T, Erbel R (2003) Prognostische Wertigkeit der nicht-invasiv bestimmten koronaren Plaquelast bei Patienten mit Risikofaktoren. *Z Kardiol* 92:351-361
75. Möhlenkamp S et al. (2003) Prognostic Value of extensive coronary calcium quantities in symptomatic males – a 5-year follow-up study. *Eur Heart J* 24 (9):845-854
76. Morisbak B, Gjesdal K (1999) Computer-based interpretation of ECG - guiding or misleading? *Tidsskr Nor Laegeforen* 119(23):3441-4
77. Morganroth J, Waldman SA (1993) Sensitivity in detecting drug-induced alterations in the PR interval: comparison of the surface electrocardiogram measured by a cardiologist versus routine automated computer analysis. *Am J Cardiol* 72:834-836
78. MRFIT – The Multiple Risk Intervention Trial Group. Statistical design considerations in the NHLI Multiple Risk Factor International Trial: *J Chronic. Dis* 1977;30:261-75
79. Mulcahy D et al. (1986) Can a computer assisted electrocardiograph replace a cardiologist for ECG measurements? *Ir J Med Sci* 155(12):410-414
80. Nadelmann J, Frihsman WH, Ooi WL, et al. (1990) Prevalence, incidence and prognosis of recognized and unrecognized myocardial infarction in persons aged 75 years or older. The Bronx Aging Study. *Am J Cardiol* 66:533-537
81. Neufeld HN, Sive PH, Riss E, et al. (1971) The use of a computerized ECG interpretation system in epidemiologic studies. *Methods Inf Med* 10(2):85-90
82. Nikitin NG, Sterostin LI (1976) Automatic analysis of electrocardiogram with the Sicard System. *Minerva Med* 67(48):3159-61
83. Orlov LL, Sipotovskij JS, Belinskaja TF, Bojkov MP, Kol'cov PA, Trofimov VK, Vladimirova LM (1976) Results of mass ECG studies with the use of the Sicard automatic system. *Minerva Med* 67(48):3166-8

84. Pipberger HV (1976) Comparative evaluation of ECG computer programs. In: Ostrow HG, Ripley KL, eds. Computer in Cardiology. Long Beach, Calif.: IEEE Computer Society 85-88
85. Pipberger HV (1986) ECG computer analysis: past, present and future. In: Wilhems JL, van Bemmel JH, Zywitz C, eds. Computer ECG analysis: towards standartisation. Amsterdam: North. Holland, 3-10
86. Pipberger HV, Cornfield J (1973) What ECG computer program to choose for clinical application: the need for consumer protection. Circulation 47:918-920
87. Pordy L, Jaffe H, Chesky K, Friedberg CK (1970) Computer analysis of the electrocardiogram: a joint project. Wo 17:47-56
88. Prineas RJ, Crow RS, Blackburn H (1982) The Minnesota Code Manual of Electrocardiographic Findings. Standards and Procedures for Measurements and Classification. Littleton, Massachusetts: John Wright, PSG Inc.
89. Rautaharju PM (1973) The current status of computer application in ECG and VCG analysis. In Ziewitz C, Aschneider B. Computer application on ECG and VCG analysis. North Holland Publ. Co., 3-6, Amsterdam
90. Rautaharju PM (1989) Electrocardiography in epidemiology and clinical trials. In Macfarlane P, Veight-Lawrie T editors. Comprehensive electrocardiology. 1st ed. New York:Pergamon Press; p. 1219-66
91. Rautaharju PM (1987) A hundred years of progress in electrocardiography. 1: early contribuition from Waller to Wilson. Can J Cardiol 3:362-74
92. Rautaharju PM, Smets P (1979) Evaluation of computer- ECG programs: the strange case of the Golden Standard. Comput Biomed Res 12:39-46
93. Reddy BR et al. (1998) Prospective evaluation of a microprocessor-assisted cardiac rhythm algorithm: Results from one clinical center. J Electrocardiol. 30:28-33
94. Reubi F(1985) Geschichte des Kreislaufs. Schw Med Wochenschrift 115:944-949

95. Rose GA, Blackburn H (1968) Cardiovascular survey methods. Geneva, World Health Organisation
96. Rowlandson I (1990) Computerized electrocardiography. A historical perspective. Ann. New Y Acad Sci 601:343-352
97. Rubesamen M, Gleiser W, Kuhlmann A, Rolka H, Giegler I, Grossmann K (1977) Experience in the use of Smith's ECG evaluation program. Z Gesamte Inn Med; 32(18):suppl284-6
98. Rubesamen M, Grossmann K, Reissmann HC, Gleiser W, Regel R, Giegler I, Kassel G, Kuhlmann A (1978) Comparison of the values of automated ECG analysis according to the Smith and the Pipberger diagnostic programs by means of a serial study in a large industry. Z Gesamte Inn Med 33(10):304-8
99. Salerno SM, Alguire PC, Waxman HS (2003) Training and competency evaluation for interpretation of 12-lead electrocardiograms: recommendation from the American College of Physicians. Ann Intern Med 138(9):747-50
100. Saner H, Lindeland A, Scallen R, Paule W, Lange HW, Gobel FL (1987) Comparison of three electrocardiogram computer programs with interpretation by physicians. Schweiz Med Wochenschr 117:1035-1039
101. Saxena KK, Gupta BB, Gopal RR, Srivastava SS, Kulshrestha VK, Prasad DN (1985) Comparison of two prognostic indices in acute myocardial infarction . J Posgrad Med; 31:196-8
102. Scandinavian Simvastatin Survival Study Group (1994) Randomised trial of cholesterol lowering in 4444 patients with coronary heart disease: the Scandinavian Simvastatin Survival Study (4S). Lancet 344:1383-89
103. Schettler, M, Waldmann J (2005) Automatische Auswertung von Elektrokardiogrammen – Ausarbeitung im Rahmen des Hauptseminars “Mustererkennung im Alltag“. Uni-Muenster

104. Schijvernaars BJ, Kors JA, van Herpen G, van Bemmel JH (2001) Employment of intra-individual variability to improve computerized ECG interpretation. *Medinfo* 10(Pt1):513-7
105. Schuster H-P, Trappe H-J (1997) EKG Kurs für Isabel. Ferdinand Enke Verlag. Stuttgart
106. Schwartz et al. (1982) Marquette 12 SL ECG analysis program evaluation of physician changes. *Comp in Cardio* 437-440
107. Simonsen E, Tuna N, Okamoto N, Toshima H (1966) Diagnostic Accuracy of the Vectocardiogram and electrocardiogram. *Am J Cardiol* 17 Nr 6:829-878
108. Sheffield et al. (1987) Electrocardiography and computerization: a winning combination. *Card Prod News* 47-51
109. Snoey ER, Housset B, Guyon P, ElHaddad S, Valty J, Hericord P (1994) Analysis of emergency department interpretation of electrocardiogram. *J Accid Emerg Med* 11(3):149-53
110. So CS (1987) EKG-Atlas. EKG-Auswertung für die Praxis Kardiologie Schwarz Pharma
111. So CS (1975) ECG evaluation by the computer using USPHS program. *MMW Munch Med Wochenschr* 22;117(34):1339-44
112. Strogatz DS, Tyroler HA, Wathins LO, et al. (1987) Electrocardiographic abnormalities and mortality among middle-aged black men and white men of Evans County, Georgia. *J Chronic Dis*; 40:149-155
113. Sulyma MG (1989) EKG, Herzrhythmus, Herzschrittmacher von A-Z. Medikon Verlag München
114. Thomson A, Mitchell S, Harris PJ (1989) Computerized electrocardiographic interpretation: an analysis of clinical utility in 5110 electrocardiograms. *Med J Aust* 151:428-430

115. Uheda K, Yasutake K, Nakagawa T, Kitada M, Matsumoto T (1981) Heart disease program for school children and high school students in Osaka City: an introduction of computer assisted ECG analysis system as a screening tool. *Jpn Circ*; 45(12):1433-7
116. UK- Preventive Services Task Force (1996) Section I:screening (Part A. Cardiovascular Disease). In: Guide to clinical preventive services. Report of the US Preventive Services Task Force. 2nd ed. Washington (DC): US Department of Health and Human Services Office of Public Health and Science Office of Disease Prevention and Health Promotion
117. US. Pooling Project Research Group (1978) Relationship of blood pressure, serum cholesterol, smoking habit, relative weight and ECG abnormalities to incidence of major coronary events: final report of the pooling project. The pooling project research group. *J Chronic Dis* 31:201-306
118. Verdecchia P, Schillaci P, Borgioni C, et al. (1998) Prognostic value of a new cardiographic method for diagnosis of left ventricular hypertrophy in essential hypertension. *Am J Cardiol* 31:383-90
119. Viehmann, MA (1984) Ergebnisse der automatischen EKG-Auswertung. Computer-gestützte EKG-Auswertung beim wachen Hund. Med. Dissertation Universität Giessen
120. Wagner, A (1976) Ein allgemeines Programmsystem zur Auswertung von Markierungsbelegen durch einen Digitalrechner, vorgestellt am Beispiel der EKG und Herzka-theter-Befundsbeschreibung. Dissertation Universität Frankfurt
121. Wartak J (1970) Computers in electrocardiography. C.C. Thomas, Springfield
- 122 . Wehr M (1994) Praktische Elektrokardiographie und Elektrophysiologie des Herzens. Gustav Fischer Verlag. Stuttgart Jena
123. Welter, D (1989) Vergleich von zwei EKG-Datenkompressionsalgorithmen im Rah-men der EDV-Unterstützten EKG-Auswertung. Med Dissertation Universität Giessen

124. Wenzel, D (1984) Ergebnisse der automatischen EKG-Auswertung nach dem IBM EKG-Auswertungsprogramm von Dr. Bonner (Version 2) bei Reihenuntersuchung in der Arbeitsmedizin
125. West of Scotland Coronary Prevention Study (1995). New England Journal of Med 333:1301-7
126. Westdrop EJ, Gratton MC, Watson WA (1992) Emergency department interpretation of electrocardiograms. Ann Emerg Med; 21(5):541-4
127. Whincup PH, Wannamethee G, Macfarlane PW, et al. (1995) Resting electrocardiogram and risk of coronary disease in middle-aged british men. J Cardiovasc Risk; 2:533-543
128. Wilensky AS, Finchum RN, Martin RG (1976) A comparative study to evaluate three separate computer programs for electrocardiographic interpretation. South Med J; 69(8):968
129. Willems JL (1981) Der Computer als Kardiologe. Rechnergestützte Analyse des Elektrokardiogramms. Umschau 81/11:327-330
130. Willems JL (1990) Common standards for quantitative electrocardiography 10th CSE progress report. Leuven, Belgium: Acco
131. Willems JL, Abreu-Lima C, Arnaud O et al. (1988) Effect of combining electrocardiographic interpretation results on diagnostic accuracy. Eur Heart J 9:1348-1355
132. Willems JL; Arnaud P, van Bemmel JH, Bourdillon PJ, Degani R, Denis B, Graham I, Harms FM, Macfarlane PW, Mazzocca G, Meyer J, Zywietz D (1987) A reference database for multilead electrocardiographic computer measurement programs. J Am Coll Cardiol 10:1313-1321
133. Willems JL et al. (1991) The diagnostic performance of computer programs for the interpretation of electrocardiograms. N Eng J Med Dec 19;(25):1767-1773

134. Wolf HK, Miliken JA, Gregor RD, et al. (1982) Accuracy of type „A“ statements of human an computer ECG classifiers. In Laks MM, Cole SS, eds. Computerized interpretation ot the electrocardiogram VII. New York: Engineering foundation 335-340
135. Zywietz Chr (1976) Das EKG-System an der medizinischen Hochschule Hannover und die Möglichkeiten eines wirtschaftlichen Einsatzes der computergestützten EKG-Auswertung. In Schneider B, Schöneberger R (eds): Datenverarbeitung im Gesundheitswesen. Springer Verlag 70-82

6 Anhang**6.1 Anhang 1 – Abkürzungsverzeichnis**

AV-Block	-	Atrioventrikulärer Block
LV	-	linker Ventrikel
HF	-	Herzfrequenz
VHF	-	Vorhofflimmern
EKG	-	Elektrokardiogramm
VKG	-	Vektorkardiogramm
VES	-	Ventrikuläre Extrasystole
SVES	-	Supraventrikuläre Extrasystole
RVH	-	Rechts Ventrikuläre Hypertrophie
LVH	-	Links Ventrikuläre Hypertrophie
WPW	-	Wolf – Parkinson - White Syndrom
HDL	-	High density lipoprotein
LDL	-	Low density lipoprotein
CRP	-	C-Reaktives Protein
BMI	-	Body Mass Index
EDV	-	Elektronische Datenverarbeitung
EBCT	-	Electron Beam Computed Tomography
HNRS	-	Heinz Nixdorf Recall Studie
RECALL	-	Risk Factor Evaluation Coronary Calcification Lifestyle
MRFIT	-	Multiple Risk Factor Intervention Trial
PROCAM	-	Prospective Cardiovascular Münster
GRI	-	Glasgow Royal infirmary
ACC	-	American College of Cardiology
AHA	-	American Heart Association
ACP	-	American College of Physicians
ASIM	-	American Society of Internal Medicine
BMFT	-	Bundesministerium für Forschung und Technologie
CRF	-	Case Report Formular
CSE	-	Common Standard of electrocardiogram
bit	-	kleinste Einheit der Information

HZ	-	Hertz
IBM	-	International Business Machines
MIT-BIH	-	Massachusetts Institute of Technology- Based Information
USPHS	-	US-Public Health Service

6.2 Anhang 2 – Abbildungsverzeichnis:

Abbildung 1: Lagerung des Probanden	21
Abbildung 2: Beziehung zwischen der durch den Arzt vermessenen (Ordinate) und der digital erfassten (Abszisse) Herzfrequenz in der „Zufallsstichprobe“	33
Abbildung 3: Beziehung zwischen der durch den Arzt vermessenen (Ordinate) und der digital erfassten (Abszisse) Herzfrequenz in der „Infarktstichprobe“	34
Abbildung 4: Beziehung der durch den Arzt vermessenen (Ordinate) und der digital vermessenen (Abszisse) PR-Zeiten der „Zufallsstichprobe“	35
Abbildung 5: Beziehung zwischen den durch den Arzt vermessenen (Ordinate) und der digital vermessenen (Abszisse) PR-Zeiten in der „Infarktstichprobe“	36
Abbildung 6: Beziehung zwischen den durch den Arzt vermessenen (Ordinate) und der digital erfassten (Abszisse) Daten für die Zeitdauer des QRS-Komplexes in der „Zufallsstichprobe“	37
Abbildung 7: Beziehung zwischen den durch den Arzt vermessenen (Ordinate) und der digital erfassten (Abszisse) Daten für die Zeitdauer des QRS-Komplexes in der „Infarktstichprobe“	38
Abbildung 8: Beziehung zwischen den durch den Arzt vermessene QT-Intervall (Ordinate) und dem digital registrierten (Abszisse) in der „Zufallsstichprobe“	39
Abbildung 9: Beziehung zwischen den durch den Arzt vermessenen (Ordinate) und der digital erfassten (Abszisse) Daten für die Zeitdauer des QT-Intervall in der „Infarktstichprobe“.	40
Abbildung 10: Beziehung zwischen der durch den Arzt gemessenen und berechneten QTc-Intervallen (Ordinate) und der digital erfassten bzw. berechneten (Abszisse) in der „Zufallsstichprobe“.	41
Abbildung 11: Beziehung zwischen der durch den Arzt gemessenen und berechneten QTc-Intervallen (Ordinate) und der digital erfassten bzw. berechneten (Abszisse) in der „Infarktstichprobe“	42
Abbildung 12: Abweichung der HF zwischen digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Zufallsstichprobe“	43

Abbildung 13: Abweichung der HF zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Infarktstichprobe“.	44
Abbildung 14: Abweichung des PR-Intervalls zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Zufallsstichprobe.“	45
Abbildung 15: Abweichung des PR-Intervalls zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Infarktstichprobe“	46
Abbildung 16: Abweichung des QRS-Intervalls zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Zufallsstichprobe“.	47
Abbildung 17: Abweichung des QRS-Intervalls zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Infarktstichprobe“.	48
Abbildung 18: Abweichung der QT-Zeit zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Zufallsstichprobe“.	49
Abbildung 19: Abweichung der QT-Zeit zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Infarktstichprobe“.	50
Abbildung 20: Abweichung der QTc-Zeit zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Zufallsstichprobe“.	51
Abbildung 21: Abweichung der QTc-Zeit zwischen ärztlicher und digitaler Analyse der EKG-Messwerte in der „Infarktstichprobe“.	52
Abbildung 22: Case Report Formular	90
Abbildung 23: Richtiges Anlegen der EKG-Elektroden an den Extremitäten nach Einthoven und Goldberger	92
Abbildung 24: Richtiges Anlegen der EKG-Elektroden an der Brustwand	93
Abbildung 25: Thorax-Winkel	94
Abbildung 26: Beispiele (aus: „EKG in Praxis und Klinik“, Heinecker und Gonska, 13.Auflage)	97
Abbildung 27: Beispiele (aus: „EKG in Praxis und Klinik“, Heinecker und Gonska, 13.Auflage)	97
Abbildung 28: Beispiele (aus: „EKG in Praxis und Klinik“, Heinecker und Gonska, 13.Auflage)	98

6.3 Anhang 3 – Tabellenverzeichnis:

Tabelle 1: Auswahl wichtiger Risiko-Faktoren der Arteriosklerose	3
Tabelle 2: EKG Veränderungen mit prognostischer Bedeutung kardiovaskulärer Ereignisse	4
Tabelle 3: Historischer Rückblick über die Entwicklung der Elektrokardiographie	7
Tabelle 4: Historische Entwicklung der rechnergestützten EKG Auswertung	8
Tabelle 5: Auszug einiger Computer Programme zur EKG-Messung und Auswertung	11
Tabelle 6: Ein und Ausschlusskriterien der Studienpopulation der Heinz Nixdorf Recall Studie	19
Tabelle 7: Beurteilungsklassifikation des 12 SL Muse Programm	24
Tabelle 8: Kategorien der 12 SL Muse Programm Anomalien	25
Tabelle 9: Grenzwerte für die Datenmaske	28
Tabelle 10: Ausprägung der wichtigsten kardiovaskulären Risikofaktoren in den beiden Stichproben (Daten angegeben als Mittelwert \pm SD (Median) oder %-Werte)	31
Tabelle 11: Ergebnisse der ärztlichen und digitalen Messungen der zufällig ausgewählten EKG's, n=199 („Zufallsstichprobe“)	32
Tabelle 12: Ergebnisse der ärztlichen und digitalen Messungen der Ausgewählten „Infarkt-EKG's“ n= 259 („Infarktstichprobe“)	32
Tabelle 13: Kategoriale EKG-Analyse in der „Zufallsstichprobe“	54
Tabelle 14: Kategoriale Analyse des EKG in der „Infarktstichprobe“	55
Tabelle 15: Häufigkeit von Artefakten und fehlender/eingeschränkte Kodierbarkeit.	56
Tabelle 16: Häufigkeit der ST-Streckenänderungen, T-Wellen Abnormalität und Sig. Q-Zacken in der „Zufallsstichprobe“ und in der „Infarktstichprobe“ bei Beurteilung durch den Arzt	57
Tabelle 17: T-Wellenabnormalität in der „Zufallsstichprobe“ durch den Arzt ausgewertet	58
Tabelle 18: T-Wellenabnormalität in der „Infarktstichprobe“ durch den Arzt ausgewertet	59
Tabelle 19: signifikante Q-Zacken aus der „Zufallsstichprobe“ durch den Arzt ausgewertet	60
Tabelle 20: signifikante Q-Zacken in der „Infarktstichprobe“ durch den Arzt ausgewertet	61
Tabelle 21: Verteilung des Rhythmus-, Achsentyps und QT-Kategorie in der „Zufallsstichprobe“ und „Infarktstichprobe“	62

Tabelle 22: Kabelfarbe und Ableitstellen für Ableitungen nach Einthoven und
Goldberger

92

6.4 Anhang 4 – CRF – Case Report Formular

EKG Case-Report-Formular (CRF)	Eingang im Datenerfassungsbüro: _____ / _____ / _____										
Pat-ID: _____	Auswerter (Arzt, voller Name): _____	HNRS-EKG? <input type="checkbox"/> ja, <input type="checkbox"/> nein	Datum der Auswertung: _____ / _____ / _____ Tag Mon Jahr								
EKG Datum: _____ / _____ / _____ Tag Monat Jahr		Zeit: _____ : _____ : _____ (hh:min:sec / 24h - Uhr)	Zahl der EKGs: 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3 <input type="checkbox"/> Follow-up EKG: <input type="checkbox"/> nein, <input type="checkbox"/> ja								
<table border="0"> <tr> <td>Herzfrequenz: _____ bpm</td> <td>QRS Achse: <input type="checkbox"/> Rechtstyp <input type="checkbox"/> Linkstyp <input type="checkbox"/> Normal</td> </tr> <tr> <td>Rhythmus: _____</td> <td>QRS-Dauer: _____ msec</td> </tr> <tr> <td>PR-Interval: _____ msec</td> <td>QTc: _____ msec</td> </tr> <tr> <td>QT-Interval: _____ msec</td> <td>Kategorie: <input type="checkbox"/> normal <input type="checkbox"/> grenzwertig <input type="checkbox"/> verlängert</td> </tr> </table>				Herzfrequenz: _____ bpm	QRS Achse: <input type="checkbox"/> Rechtstyp <input type="checkbox"/> Linkstyp <input type="checkbox"/> Normal	Rhythmus: _____	QRS-Dauer: _____ msec	PR-Interval: _____ msec	QTc: _____ msec	QT-Interval: _____ msec	Kategorie: <input type="checkbox"/> normal <input type="checkbox"/> grenzwertig <input type="checkbox"/> verlängert
Herzfrequenz: _____ bpm	QRS Achse: <input type="checkbox"/> Rechtstyp <input type="checkbox"/> Linkstyp <input type="checkbox"/> Normal										
Rhythmus: _____	QRS-Dauer: _____ msec										
PR-Interval: _____ msec	QTc: _____ msec										
QT-Interval: _____ msec	Kategorie: <input type="checkbox"/> normal <input type="checkbox"/> grenzwertig <input type="checkbox"/> verlängert										
<p>Signifikante ST-Strecken Änderung: <input type="checkbox"/> Nein <input type="checkbox"/> Ja</p> <p>Wenn Ja: 1) maximale ST-Strecken Hebung _____ mm in Abl. _____ 2) maximale ST-Strecken Senkung _____ mm in Abl. _____</p> <p>1) Ableitungen mit signifikanter ST-Strecken-Hebung (mehrfach-Markierung möglich): <input type="checkbox"/> I <input type="checkbox"/> II <input type="checkbox"/> III <input type="checkbox"/> aVL <input type="checkbox"/> aVR <input type="checkbox"/> aVF <input type="checkbox"/> V1 <input type="checkbox"/> V2 <input type="checkbox"/> V3 <input type="checkbox"/> V4 <input type="checkbox"/> V5 <input type="checkbox"/> V6</p> <p>2) Ableitungen mit signifikanter ST-Strecken-Senkung (mehrfach-Markierung möglich): <input type="checkbox"/> I <input type="checkbox"/> II <input type="checkbox"/> III <input type="checkbox"/> aVL <input type="checkbox"/> aVR <input type="checkbox"/> aVF <input type="checkbox"/> V1 <input type="checkbox"/> V2 <input type="checkbox"/> V3 <input type="checkbox"/> V4 <input type="checkbox"/> V5 <input type="checkbox"/> V6</p> <p>T-Wellen Abnormalität: <input type="checkbox"/> Nein, <input type="checkbox"/> Ja, in den Ableitungen (mehrfach-Markierung möglich): <input type="checkbox"/> I <input type="checkbox"/> II <input type="checkbox"/> III <input type="checkbox"/> aVL <input type="checkbox"/> aVR <input type="checkbox"/> aVF <input type="checkbox"/> V1 <input type="checkbox"/> V2 <input type="checkbox"/> V3 <input type="checkbox"/> V4 <input type="checkbox"/> V5 <input type="checkbox"/> V6</p> <p>bitte spezifizieren: 1) Abl. _____, _____, _____: (freier Text) 2) Abl. _____, _____, _____: 3) Abl. _____, _____, _____:</p>											
<p>Sign. Q-Zacken: <input type="checkbox"/> Nein <input type="checkbox"/> Ja, Wenn ja, in den Ableitungen (mehrfach-Markierung möglich): <input type="checkbox"/> I <input type="checkbox"/> II <input type="checkbox"/> III <input type="checkbox"/> aVL <input type="checkbox"/> aVR <input type="checkbox"/> aVF <input type="checkbox"/> V1 <input type="checkbox"/> V2 <input type="checkbox"/> V3 <input type="checkbox"/> V4 <input type="checkbox"/> V5 <input type="checkbox"/> V6</p> <p>Zusammenfassend:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1) Normales EKG: <input type="checkbox"/> nein <input type="checkbox"/> ja 2) Ischämiekriterien: <input type="checkbox"/> sicher vorhanden <input type="checkbox"/> möglich <input type="checkbox"/> nicht vorhanden 3) Infarktkriterien: <input type="checkbox"/> sicher vorhanden <input type="checkbox"/> möglich <input type="checkbox"/> nicht vorhanden 4) Kriterien für fehlende / eingeschränkte Kodierbarkeit? <input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein welche: _____ 5) Artefakte: <input type="checkbox"/> nein <input type="checkbox"/> ja, welche: _____ 											
Unterschrift d. auswertenden Arztes: _____		Datum: _____									
Oberarzt(OA)-Kontrolle: <input type="checkbox"/> Nein <input type="checkbox"/> Ja		Grund: <input type="checkbox"/> QS-Routine, <input type="checkbox"/> Rückfrage zur Interpretation									
Änderungen: <input type="checkbox"/> Nein <input type="checkbox"/> Ja		OA-Unterschrift: _____ Datum: _____									

Abbildung 22: Case Report Formular

6.5 Anhang 5 – Durchführung der Untersuchung der EKG Registrierung laut Recall Handbuch

Technische Vorgehensweise:

Nach Einschalten des Gerätes („Doppelpunkttaste“ im Bedienfeld unten links neben der Cursor-Taste) erfolgt zunächst die Eingabe der Probandendaten in das MAC 5000-System. Hierzu drücken der Taste F1 (Patient). Es werden eingetragen:

- die Probanden-Nr. im Feld „Patientenkennung“
- Die Probanden-Nr. muss unbedingt eingetippt werden. Sonst wird das EKG unter der Patienten –Nr. 0 abgespeichert und kann somit nicht richtig zugeordnet werden.
- Untersucher-Nr. im Feld „Schwester“

Anbringen der EKG-Elektroden:

Vor Anbringen der Elektroden werden Haare im Bereich der Elektrodenpositionen abrasiert und die Elektrodenposition mit einem Fettstift markiert. Beim konventionellen EKG unterscheidet man zwischen zwei Ableitungsgruppen: die ExtremitätenAbleitungen nach Einthoven (I,II,III) und Goldberger (aVR, aVL, aVF) sowie die Brustwandableitungen nach Wilson (V1-V6).

Für die richtige diagnostische Bewertung des EKG ist eine korrekte Positionierung der Brustwandableitungen von großer Bedeutung. Abweichungen von nur wenigen Zentimetern an der Thoraxoberfläche führen zu starken Veränderungen der EKG-Kurve.

Elektroden-Markierung vornehmen (s. unten) und in der Reihenfolge Extremitätenableitungen in der Reihenfolge linkes Bein, rechtes Bein, linker Arm, rechter Arm und Brustwandableitungen in der Reihenfolge C1-C6 anlegen.

Die durch unterschiedliche Farben und Buchstaben gekennzeichneten Elektroden dürfen nicht vertauscht werden.

Die Elektrodenkabel müssen „geordnet“ verlaufen und dürfen keine „Schleifen“ bilden, um induktive Wechselstromstörungen zu vermeiden (siehe Abb. 2)

Extremitäten-Ableitungen nach Einthoven und Goldberger

Kabelfarbe und Ableitstellen für Ableitungen nach Einthoven und Goldberger		
Symbol	Steckerfarbe	Ableitstellen Extremitäten
R	Rot	rechter Arm
L	Gelb	linker Arm
F	Grün	linkes Bein
N	schwarz	rechtes Bein

Tabelle 22: Kabelfarbe und Ableitstellen für Ableitungen nach Einthoven und Goldberger

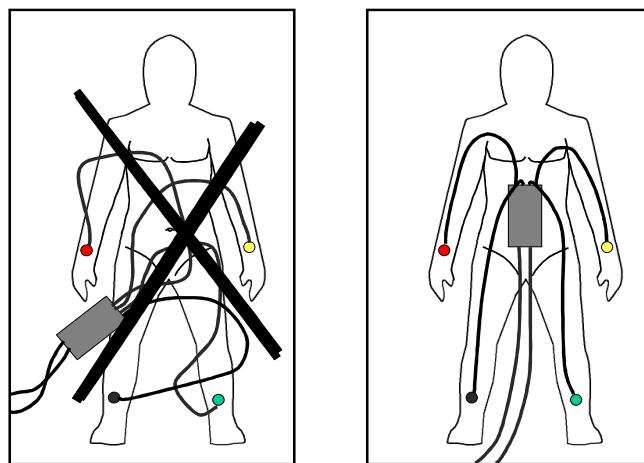


Abbildung 23: Richtiges Anlegen der EKG-Elektroden an den Extremitäten nach Einthoven und Goldberger

Brustwandableitungen nach Wilson

Elektrode	Kennfarbe	Elektrodenposition
V1	rot	4.ICR, rechter Sternalrand
V2	gelb	4.ICR, linker Sternalrand
V3	grün	zwischen C2 und C4
V4	braun	5.ICR, linke Medioklavikularlinie
V5	schwarz	linke, vordere Axillarlinie in Höhe von C4
V6	violett	linke, mittlere Axillarlinie in Höhe von C4

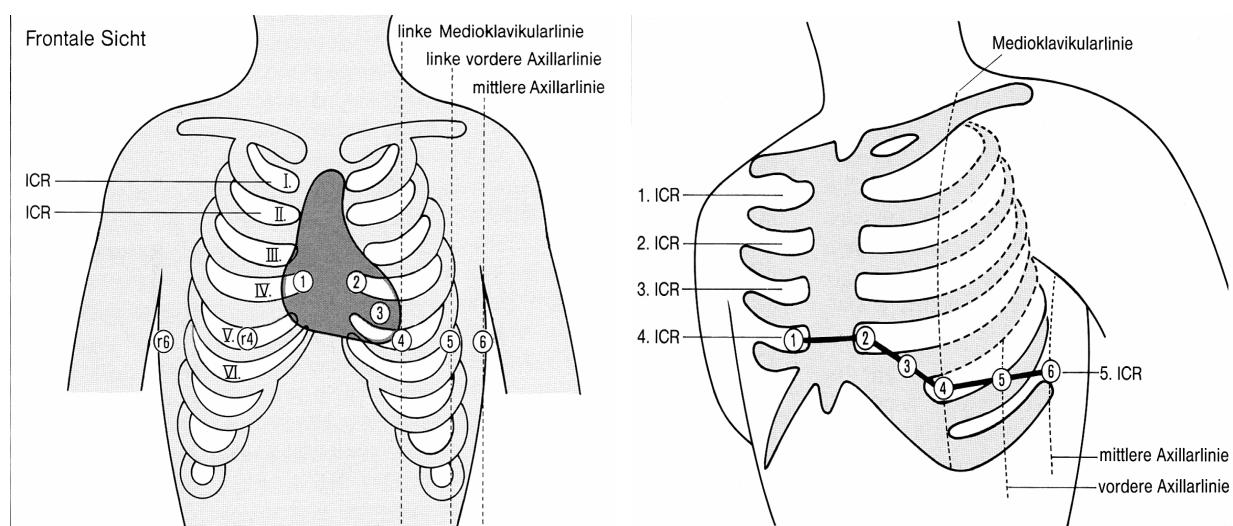


Abbildung 24: Richtiges Anlegen der EKG-Elektroden an der Brustwand

Exakte Bestimmung der Elektrodenpositionen C1-C6

Zur genauen Bestimmung der Elektrodenpositionen C1-C6 wird der so genannte „Thoraxwinkel“ (siehe Abb. X) benutzt. Die Elektrodenpositionen werden – vor dem Anlegen der Elektroden – auf dem Thorax des Probanden mit einem Fettstift markiert. Hierbei liegt der Proband auf dem Rücken. Im Einzelnen ist wie folgt vorzugehen:

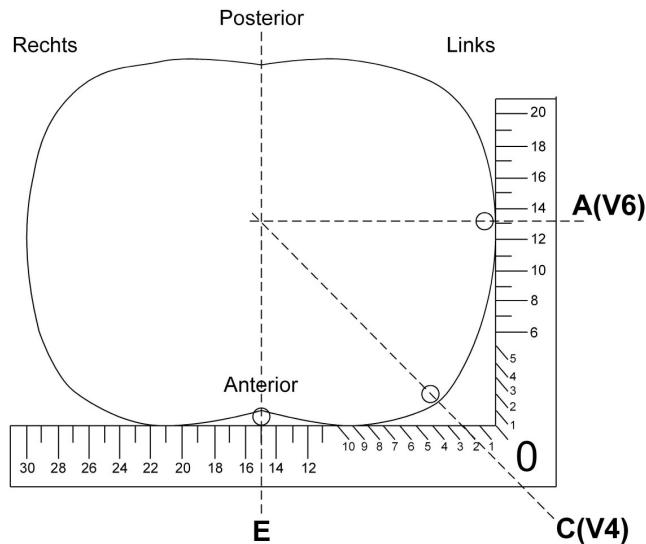


Abbildung 25: Thorax-Winkel

1. Ertasten Sie den 1. Intercostalraum am linken Sternalrand mit dem Zeigefinger der rechten Hand.
2. Zählen Sie bei sukzessiven Ertasten der folgenden Intercostalräume bis zum 4. Intercostalraum.
3. Markieren Sie mit einem Fettstift den rechten Sternalrand des 4. Intercostalraumes → Position C1,
4. ebenso den linken Sternalrand des 4. Intercostalraums → Position C2
5. Markieren Sie die Thorax-Mitte in Höhe des linken Sternalrandes des 5. Intercostalraumes → Position X.
6. Legen Sie den Thoraxwinkel bei Position X an und markieren Sie dort, wo der Thoraxwinkel die linke mittlere Axillarlinie kreuzt → Position 6.

Hinweis:

Der EKG-Untersuchungsplatz ist mit 2 Thorax-Winkeln unterschiedlicher Länge ausgestattet.

Falls der sagitale Schenkel auf der Liege aufliegt muss der kürzere Winkel benutzt werden, da sonst eine fehlerhafte Messung auftritt. Sollte das Lineal ausnahmsweise nicht vorschriftsmäßig benutzt werden können (z.B. sehr schlanke Probanden, große Brüste bei Frauen, etc.) dann kann das Anlegen der EKG-Elektroden C6 und C4 (s. unten) auch Ausnahmsweise per Augenmaß erfolgen.

1. Bestimmen Sie den Abstand OE und den Abstand OA und Bilden Sie die Differenz

$$\overline{OC} = \overline{OE} - \overline{OA}$$

2. Folgen Sie dem Wert OC entsprechend der schrägen Linie auf dem Thorax-Winkel bis zur Körperoberfläche und markieren Sie diese Position – Position C4.
3. Markieren Sie die Position C5 exakt in der Mitte zwischen C4 und C6
4. Markieren Sie die Position C3 exakt in der Mitte zwischen C2 und C4

Wenn alle EKG-Elektroden korrekt angelegt sind, wird das CAM 14-Modul nun mit dem Verbindungskabel am MAC 5000 verbunden. Der Stecker muss dabei vollständig einrasten.

Am EKG-MAC 5000-System

1. Ruhe-EKG-Registrierung starten durch drücken der EKG-Taste im rechten Bedienfeld.
2. Nach 10 sec „sauberer“ Registrierung wird das EKG automatisch gedruckt und gespeichert.
3. Wenn die Qualität unzureichend ist, Fehlerursache beseitigen (s. unten) und 10 sec saubere Registrierung, Ausdruck und Speicherung abwarten.

Die Drucker- und Registrier-Einstellungen sind unter „Einstellungen im EKG-Gerät“ festgehalten

Elektrodenmarkierungen mit Alkohol und Watte oder Papiertuch entfernen.

Besondere Vorkommnisse, wie z.B. erschwerte Registrierungsbedingungen wie „starker Tremor wegen Parkinson“ im Dokumentationsbogen eintragen.

Es werden in kurzer Abfolge 2 12-kanal-Messungen durchgeführt, ausgedruckt und in die Probandenakte eingelegt.

EKG-Liege frisch beziehen und den gesamten EKG-Arbeitsplatz geordnet hinterlassen.

Befundmitteilungen

Teilen Sie dem Probanden nach der EKG-Ableitung mit, dass er schriftlich über den EKG-Befund informiert wird. Machen Sie selbst keine Mitteilung über den aktuellen Computerbefund!

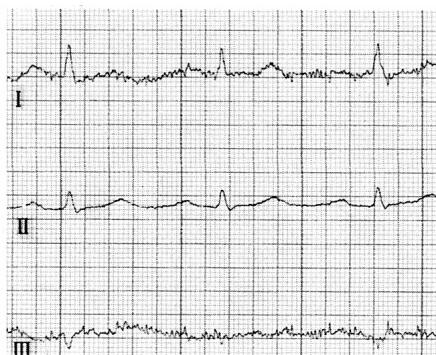
Entstellung der EKG-Kurve infolge technischer Mängel und Abhilfe

Falls EKG-Signale nicht mit ausreichender Qualität abgeleitet werden können, sind die folgenden Hinweise besonders zu beachten:

1. Entspannen des Untersuchten auf der Untersuchungsstelle. Bei Muskeltremor (z.B. Parkinson) sind die Elektroden rumpfnah anzulegen.
2. Sorgfältig auf eine richtige Polung der Extremitätenkabel achten. Bei Verwechslung der Armelektroden kann fälschlich eine Dextrokardie angenommen werden.
3. Auf einen ausreichenden Kontakt zwischen Haut und EKG-Elektrode achten. Bei großem Übergangswiderstand zwischen Haut und Elektroden ist das EKG häufig von Wechselstrom überlagert, die durch völlig regelmäßig geformte Zäckchen, die der Wechselstromfrequenz von 50 Perioden/sec. entsprechen, gekennzeichnet sind.
4. Brustwandelektroden sorgfältig befestigen. Bei schlecht fixierten Elektroden ist der Kurvenzug nicht selten verzittert. Auch können große Schleuderzacken der ST-Strecke als Folge durch den Spaltenstoß bedingt Unterschiede im Haut-Elektroden-Übergangswiderstand auftreten.
5. Am Aufnahmegerät muss die Verstärkung täglich kontrolliert werden ($1\text{mV} = 1\text{ cm}$). Die Synchronizität aller Verstärkerkanäle muss täglich mit der Eichtaste kontrolliert werden, da sonst fälschlich eine Niederspannung angenommen werden könnte.

Beispiele (aus: „EKG in Praxis und Klinik“, Heinecker und Gonska, 13.Auflage):

a.)



b.)

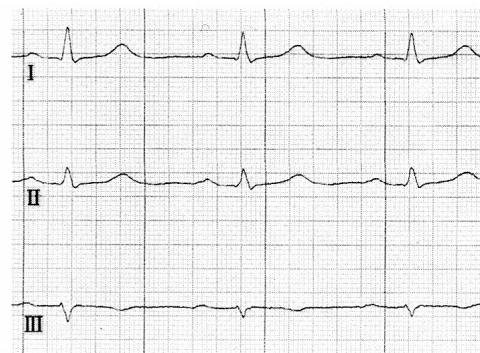
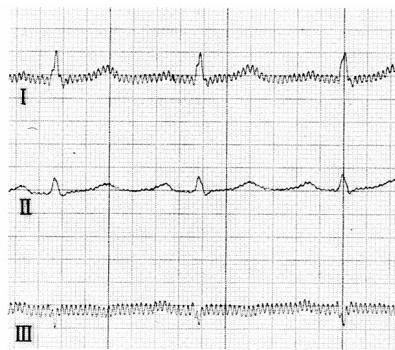


Abbildung 26: Beispiele (aus: „EKG in Praxis und Klinik“, Heinecker und Gonska, 13.Auflage)

Starke Verzitterung der Ableitungen I und III durch groben Tremor der linken Hand bei Elektrodenanbringung am Unterarm (a). Durch rumpfnahes Anlegen der Extremitäten-elektroden gut verwertbare EKG-Kurve (b).

a.)



b.)

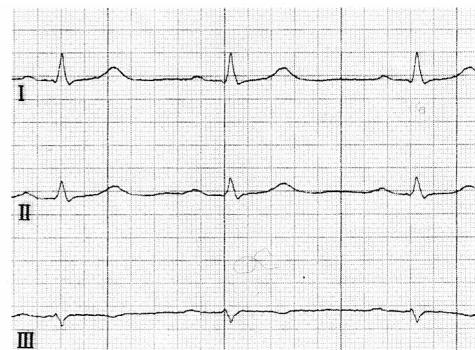


Abbildung 27: Beispiele (aus: „EKG in Praxis und Klinik“, Heinecker und Gonska, 13.Auflage)

Bei großem Übergangswiderstand zwischen Haut und Elektroden ist das EKG häufig von Wechselstrom überlagert. Diese Störung ist gekennzeichnet durch völlig regelmäßig geformte Zäckchen, die der Wechselstromfrequenz von 50 Perioden/sec entsprechen (a) Auch Störungen durch Wechselströme sind durch diese Zäckchen charakterisiert. Um sie zu vermeiden, ist ein korrektes Anbringen der Elektroden oder eine Umstellung des Elektrographen vorzunehmen (b).

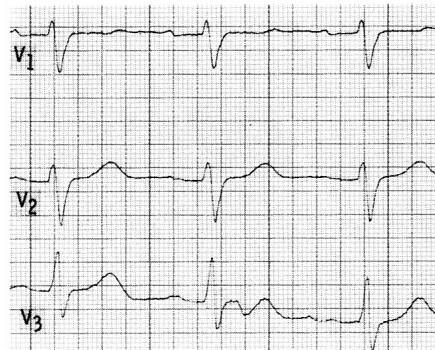


Abbildung 28: Beispiele (aus: „EKG in Praxis und Klinik“, Heinecker und Gonska, 13.Auflage)

In der ST-Strecke des zweiten Kammerkomplexes in V3 breite negative Zacke als Folge ungenügend haftender Elektroden.

Klinische Diagnose-Kategorien wurden mittels integrierten 12-SL-Code definiert:

- 1) „Normales“ EKG
- 2) keine KHK-spezifischen Veränderungen
- 3) Ischämiezeichen
- 4) Myokardinfarktzeichen

7 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Thomas Meinertz für die Überlassung des interessanten Themas und seine beständige Offenheit für Fragen zur Klärung von Problemen. Besonders danken möchte ich auch Herrn Dr. Stefan Möhlenkamp für Anregungen und Diskussionsbereitschaft.

Eva Eckelmann möchte ich für den durchgehenden Ansporn zur Durchführung dieser Arbeit danken.

8 Lebenslauf

Name: Christamaria Schlüter, geb. Knoch
Geburtsdatum: 04.02.1957
Geburtsort: Maracai – Brasilien
Familienstand: verwitwet 1976
geschieden 1998
Kinder: John Philip Schlüter geb.1980
Carolina Maria Schlüter geb. 1983

Schulausbildung

1964 – 1967: Grundschule Escola Mista da Colonia Riograndense de Maracai (Brasilien)
1968 - 1970: Deutsche Privatschule in Rolândia – Brasilien
1971: Waldorfschule São Paulo – Brasilien
1972-1974 Colégio Sinodal São Leopoldo - Brasilien

Berufserfahrung vor dem Medizinstudium

1975 – 1976: Sekretärin der Werbeabteilung Siemens S.A
São Paulo - Brasilien

Studium

1977 – 1979: Medizinstudium Faculdade de Medicina do Hospital Santa Casa de Porto Alegre – Brasilien
1981: BWL-Studium – Universität Hamburg
1984: Medizinstudium Universität Frankfurt
1985 – 1991: Medizinstudium Universität Hamburg

Beruf

1992: Ärztin im Praktikum – Michaelis Krankenhaus - Hamburg
1993: Ärztin im Praktikum Hospital Santa Casa de Valinhos – Brasilien im Bereich Gynäkologie und Geburtshilfe

- 1993 – 1994: Ärztin im Praktikum Hospital das Clinicas da Universidade Federal de Campinas – Brasilien
Abteilung Allgemeinmedizin
- 1995: Assistenzärztin in Niedergelassener Praxis der Allgemeinmedizin in Hamburg
- 1996 –1998: Vertretungsärztin im niedergelassenen Bereich der Allgemeinmedizin und der Inneren Medizin
- Seit 1998: Niedergelassene Fachärztin der Allgemeinmedizin in eigener Arztpraxis in Hamburg Lokstedt

9 Erklärung

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den verwendeten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe, und dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.