

Kardiogoniometrie: eine elektrokardiografische, nichtinvasive und belastungsfreie Methode zur Erkennung der kardialen Ischämie

Cardiogoniometry: a non-invasive electrocardiographic method to diagnose ischemic heart disease at rest

Abstract

Introduction: A three-dimensional assessment of cardiac electrophysiological phenomena provides additional information to the conventional ECG (electrocardiogram). However, due to conceptual flaws traditional vectorcardiography never became widely accepted. We developed a new, improved vectorcardiographic diagnostic method: cardiogoniometry (CGM).

Method: In CGM, cardiac potentials are measured in an orthogonal system and summed up in vectorial addition. This three-dimensional measurement and localization of cardiac potentials made possible the creation and definition of over 300 new parameters, allowing (among other) an improved recognition of ischemic heart disease. CGM is performed at rest without exercise testing using four surface electrodes. There are four modes of display of the cardiogoniometric information:

1. the analog orthogonal projections X, Y, Z for control of the technical quality of the recording
2. the *potential* measured over time during the different segments of the heart cycle
3. the *loops*, in 2D and 3D display, for localization of the cardiac potentials
4. the *maximal vectors* of atrial depolarization and ventricular de- and repolarization

Results: Pilot studies using coronary angiography as the reference method show an improved sensitivity and specificity of CGM over ECG without exercise testing. In 696 patients (459 men) CGM had a diagnostic sensitivity of 84% and a specificity of 90% as compared with coronary angiography. Specific diagnostic algorithms have been retrospectively developed for the recognition of coronary artery disease in low voltage, left and right bundle branch block, and atrial fibrillation.

Discussion: Cardiogoniometry (CGM) is a technically easy method that reliably and accurately captures the cardiac potentials three-dimensionally. This results in improved non-invasive diagnosis of coronary artery disease. Further fields of application for CGM that are currently under investigation are: diagnosis of the acute coronary (ischemic) syndrome and surveillance of patients with known coronary artery disease, especially after cardiac interventions.

Zusammenfassung

Einleitung: Eine dreidimensionale Erfassung der Erregungsabläufe am Herzen bringt zusätzlich Informationen zum EKG. Wegen prinzipieller Schwächen hat sich aber die traditionelle Vektorkardiographie nicht in der breiten klinischen Anwendung durchgesetzt. Wir haben eine neue, verbesserte vektorkardiographische Methode, die Kardiogoniometrie

E. Sanz¹

M. Schüpbach^{1,2,3}

1 Kardiologielabor, Zäziwil, Schweiz

2 Universitätsspital (Inselspital), Bern, Schweiz

3 Centre d'Investigation Clinique, CHU Pitié-Salpêtrière, Paris, Frankreich

(KGM), entwickelt, die für die kardiologische Diagnostik eingesetzt werden kann.

Methode: In der KGM werden die kardialen Potentiale in einem orthogonalen System gemessen und vektoriell summiert. Diese dreidimensionale Messung und Ortung des Herzpotentials ermöglichte die Schaffung von über 300 neuen Parametern, die u. a. die Erkennung der Myokardischaemie erlauben. Die Messung erfolgt mit vier Oberflächenelektroden in Ruhe ohne Belastung. Sie kommt in vier Formen zur Darstellung.

1. Die analogen orthogonalen Projektionen X, Y, Z zur Kontrolle der technischen Qualität der Messung,
2. Das *Potential* gemessen in den verschiedenen Zeitabschnitten des Herzzyklus,
3. Die *Schlingen*, 2D und 3D, zur Ortung des Potential im Herzen,
4. die *Maximalvektoren* der Vorhof- und Ventrikel-Depolarisation und der Ventrikel-Repolarisation.

Resultate: Pilotstudien mit der Koronarographie als Referenzmethode zeigen im Vergleich zur Elektrokardiographie und der Ergometrie eine höhere Sensitivität und Spezifität, dies ohne Belastung des Patienten. In 696 Patienten (459 Männer) hatte die KGM eine diagnostische Sensitivität von 84% und eine Spezifität von 90% verglichen mit dem Goldstandard der Koronarangiographie. Separate diagnostische Scores zur Erkennung der koronaren Herzkrankheit bei Bestehen einer Low voltage, eines Linksschenkelblocks, eines Rechtsschenkelblocks oder Vorhofflimmern wurden retrospektiv bestimmt.

Diskussion: Die Kardiogoniometrie (KGM) ist imstande auf technisch einfache, trotzdem physikalisch korrekte und zuverlässige Weise die Herzpotentiale dreidimensional zu erfassen. Dadurch konnte eine Verbesserung der nicht-invasiven Diagnostik der koronaren Herzkrankheit erzielt werden. Weitere derzeit untersuchte Einsatzmöglichkeiten der KGM sind: Hilfe bei der Abklärung eines akuten Koronarsyndroms sowie die Verlaufsüberwachung bei Koronarkranken, besonders nach kardialen Eingriffen.

1 Einleitung

Die Elektrokardiographie (EKG) hat sich in über 100 Jahren als nicht-invasive diagnostische Methode etabliert, obwohl sie die Möglichkeiten der räumlichen Erfassung der Herzpotentiale nicht voll ausschöpft. Ihre Ableitungen sind örtliche Stichproben der Potentiale, eine korrekte dreidimensionale Erfassung und damit Messung und Ortung derselben ist nicht möglich. Die vor Jahrzehnten vorgestellte Methode der Vektorkardiographie (VKG) bietet hier deutliche Vorteile. Sie konnte sich aber bis heute nicht in der breiten klinischen Anwendung durchsetzen. Dies liegt an der ungenügenden Orthogonalität sowie dem ungünstigen Bezug der Projektionsebenen auf die Körperoberfläche.

Zur dreidimensionalen Erfassung des Herzpotential wurden an einem Thoraxmodell oder am Menschen eine grosse Zahl von Ableitungen an vielen Stellen des Körpers angebracht und gegenseitig mit Zwischenschaltung von Widerständen derart abgeglichen, dass zuletzt ein Ableitungssystem von drei annähernd orthogonalen Projektionen des Potentials resultierte. Mit „nur“ sieben Elektroden ist das Ableitungsschema nach Frank [1] heute das bekannteste.

Da jedoch die Thoraxform bei den individuellen Patienten von der idealen Modell-Form abweicht, war mit einer fixen Schaltung für den Einzelfall keine genügend genaue Orthogonalität zu erzielen. Ohne mathematisch genaue Orthogonalität der Projektionen war eine exakte Messung des Potentials nicht und die Ortung in Form einer Schlinge nur annähernd möglich.

Ungleiche Längen der Projektionen von Vektorschlingen auf die vermeintlich orthogonalen Achsenabschnitte des Koordinatensystems veranschaulichen dieses Problem [2] (Abbildung 1, Abbildung 2).

Bezug der Projektionsebenen auf die Körperoberfläche anstatt aufs Herz

In der VKG wurden die Projektionsebenen der Vektorschlingen körperbezogen gewählt (Abbildung 3). Die nicht herzbezogene Projektion der Herzpotentiale erschwert es selbst bei ausgeprägtem dreidimensionalen Vorstellungsvermögen, die auf die Körperebenen projizierten Schlingen in Bezug zur Anatomie des Herzens zu setzen. Daher blieb die Vektorkardiographie von Anfang an kompliziert und unanschaulich und damit für den praktischen Arzt uninteressant; sie wird im außeruniversitären

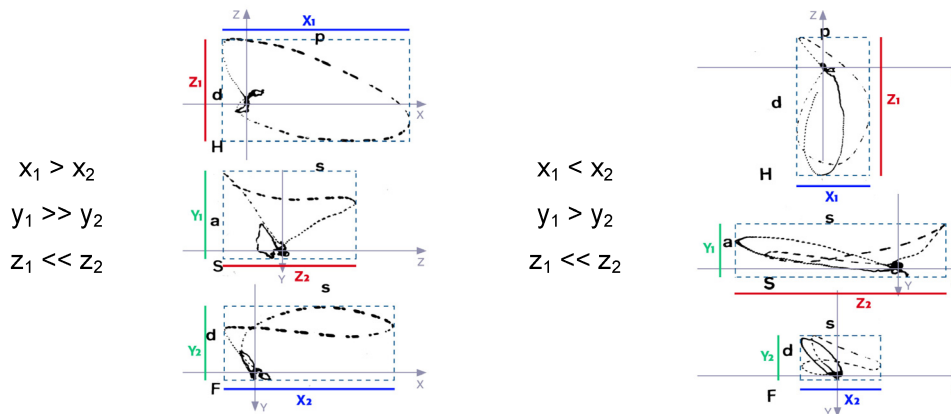


Abbildung 1: Ungenügende Orthogonalität – Die Vektorschlingen nach Frank. Bei einer orthogonalen Projektion muss die Ausdehnung der Schlinge auf den zwei Ebenen mit gemeinsamer Achse gleich lang sein. In beiden Beispielen ist dies nicht der Fall.

7 Elektroden, 13 Widerstände

Fazit:

Umständlich
Störungsanfällig
Keine genaue Orthogonalität

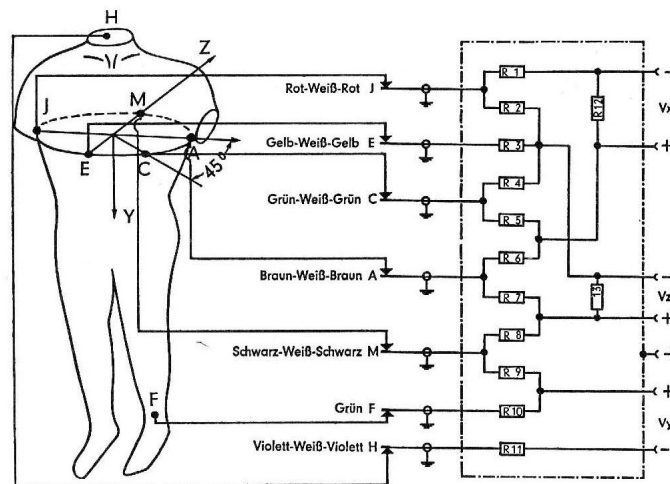


Abbildung 2: Ungenügende Orthogonalität – Das Schaltschema nach Frank ist umständlich, störungsanfällig, und erreicht eine genaue Orthogonalität nur am (idealen) Modell.

Die Projektionsebenen
sind körperbezogen

frontal: Gelb
horizontal: Rot
sagittal: Blau

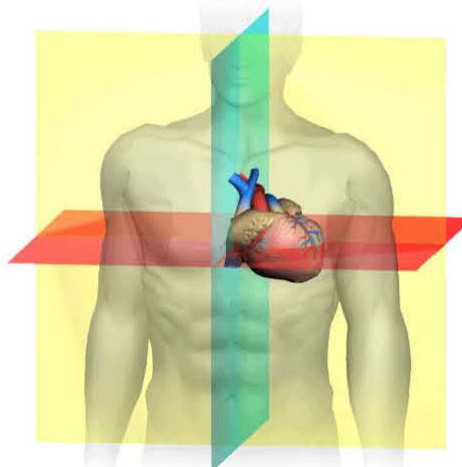


Abbildung 3: Die Projektionsebenen in der VKG sind auf den Körper anstatt auf das Herz bezogen.

Bereich faktisch nicht eingesetzt. Stattdessen sind in den letzten Jahrzehnten die elektrokardiographischen Methoden in den Hintergrund getreten und die technologisch und apparativ aufwendigen Fortschritte der kardiologischen Ischaemiediagnostik mit Koronarangiographie, Szintigraphie, Magnetresonanztomographie (MRI) und

Positronen-Emissions-Tomographie (PET) haben sich bei vielen Indikationen etabliert. Die Möglichkeiten der nicht-invasiven Oberflächenableitung der kardialen Erregungsabläufe sind aber mit dem EKG nicht ausgeschöpft und sollten voll ausgenutzt werden, das heißt, die dreidimensionale Erfassung der Herzpotentiale ist sinnvoll.

Die Projektionsebenen in der KGM

Herzbezogen

Rot: die Schrägsagittalebene nach Nehb = Hauptebene des Herzens

Gelb: die Frontalebene, senkrecht zur Hauptebene

Grün: Nehb'sche Ableitungspunkte

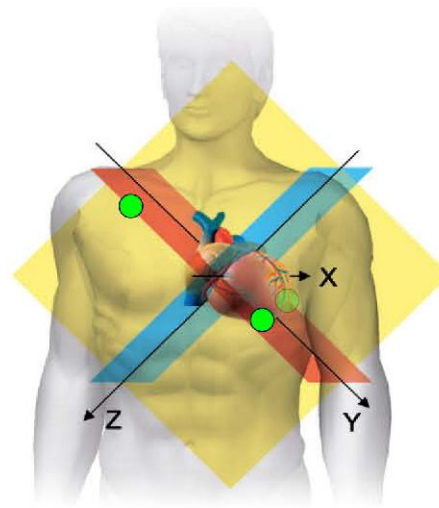


Abbildung 4: Die Projektionsebenen in der KGM. Rot: Schrägsagittalebene nach Nehb, Hauptebene des Herzens; gelb: Frontalebene, senkrecht zur Hauptebene; blau: Ableitungspunkte nach Nehb.

2 Methode

Das Ziel der Entwicklung der Kardiogoniometrie (KGM) war es, die konventionelle Vektorkardiographie zu verbessern und ihre prinzipiellen Probleme zu beheben. Folgende Überlegungen liegen dieser Entwicklung zugrunde:

Nach Newton definiert sich ein elektrisches Feld, wie es das Herz erzeugt, durch seinen Summationsvektor, d.h. der vektoriellen Summe aller simultan vorhandenen Teilfelder. Die Länge dieses Vektors entspricht der Feldstärke und die Richtung der Orientierung im Raum. Zur korrekten Erfassung dieses Summationsvektors wurde gemäss der Kirchhoff'schen Maschenregel [3] eine Masche von mindestens drei bipolaren Ableitungen um das Herz gelegt. Die gemessenen drei Potentiale wurden vektoriell addiert, da die räumliche Orientierung der Ableitungen bekannt ist. Diese vektorielle Summe von drei Teilvektoren wurde in zwei senkrecht zueinander stehenden Ebenen gebildet. Die Teilvektoren der beiden Ebenen konnten anschliessend zum kardialen Summationsvektor addiert werden.

Bei der Wahl zweier senkrecht zueinander stehender, auf das Herz ausgerichteten Ebenen griffen wir auf die Arbeit des Hamburger Arztes W. Nehb zurück [4], der schon 1938 die Hauptebene des Herzens beschrieb (Abbildung 4). Er nannte sie „das kleine Herzdreieck“ und versetzte die Einthoven'schen Elektroden vom rechten Arm auf den Thorax kranial rechts, die Elektrode vom linken Arm auf den Rücken und die dritte Elektrode vom linken Fuss auf die Herzspitze. Die Ableitung I wurde zur Ableitung D = dorsal, die Ableitung II zu A = anterior und die Ableitung III zu I = inferior. Diese drei Ableitungen bilden exakt die Hauptebene des Herzens. Sie liegt schrägsagittal im Thorax, in der Sagittalachse um 45° gedreht. In dieser Ebene verlaufen bei Herzgesunden näherungsweise die Schlingen der Depolarisation R und der Repolarisation T.

Mit Hilfe der Frontalebene kann jetzt ein Tetraeder gebildet werden, das es erlaubt in einem Karthesischen Sys-

tem per constructionem und ohne Zwischenschaltung von Widerständen einen dreidimensionalen Summationsvektor zu definieren und damit das Potential zu messen und zu orten.

2.1 Prinzip der Kardiogoniometrie

Wird der dorsale Ableitungspunkt von Nehb (original liegt er auf der hintern Axillarlinie) genau auf den Punkt im Rücken verschoben, der senkrecht zum Herzspitzenpunkt liegt, kann ein rechtwinkliges Dreieck mit den Katheten A und I und der Hypothense D gebildet werden (Abbildung 5). Durch Parallelverschiebung der Achsen wird die Ableitung I zur X-Achse und die Ableitung A zur Y-Achse [5].

Durch Platzierung einer vierten Elektrode kranial der Herzspitze wird die Frontal-Ebene A-Ho-Ve gebildet. Sie liegt senkrecht zur Hauptebene. Diese Elektrode, mit 3 bezeichnet (Abbildung 5), wird 0,7 x der Distanz Herzspitze-Rücken (Distanz zwischen Elektroden 1-2) senkrecht über der Herzspitze platziert. Ebenfalls in gleicher Distanz, waagrecht von dieser, wird die Elektrode 4 gesetzt. Die Z-Achse liegt senkrecht zu den Achsen X und Y. Der Summationsvektor wird trigonometrisch bestimmt, indem die Potentiale der beiden Kirchhoff'schen Maschen (A-I-D und A-Ho-Ve) vektoriell in der jeweils entsprechenden Ebene summiert und die beiden resultierenden Vektoren räumlich vektoraddiert werden. Die Koordinaten X, Y, Z des Summationsvektors entsprechen seiner Projektion auf die X-, Y- und Z-Achsen. Wie in Abbildung 5 ersichtlich, ist die Ableitung A verkehrt gepolt. Dies ist ein Relikt von Einthoven. Ihm missfiel das nach Kirchhoff korrekte tiefe S in der Ableitung II (rechter Arm-linkes Bein). Deshalb kehrte er diese Ableitung um und erhielt so einen prägnanten R-Verlauf. In den Formeln zur Berechnung der KGM ist dies berücksichtigt.

Für eine einheitliche und reproduzierbare Methodik muss ein Fixpunkt für die Anlage der Ableitungselektroden definiert werden. Die Elektrode 1 (grün) entspricht V4 nach

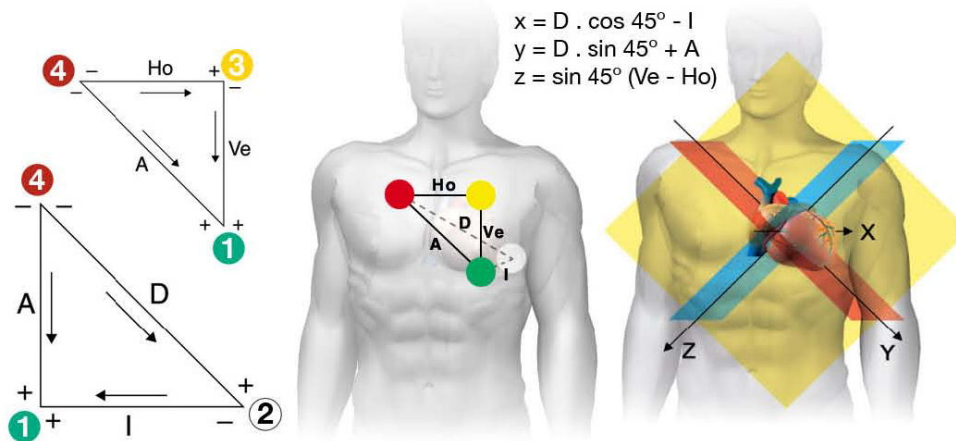


Abbildung 5: KGM. Die Anordnung der Ableitungen und die Berechnung der Achsen aufgrund der Formeln [aus 6]

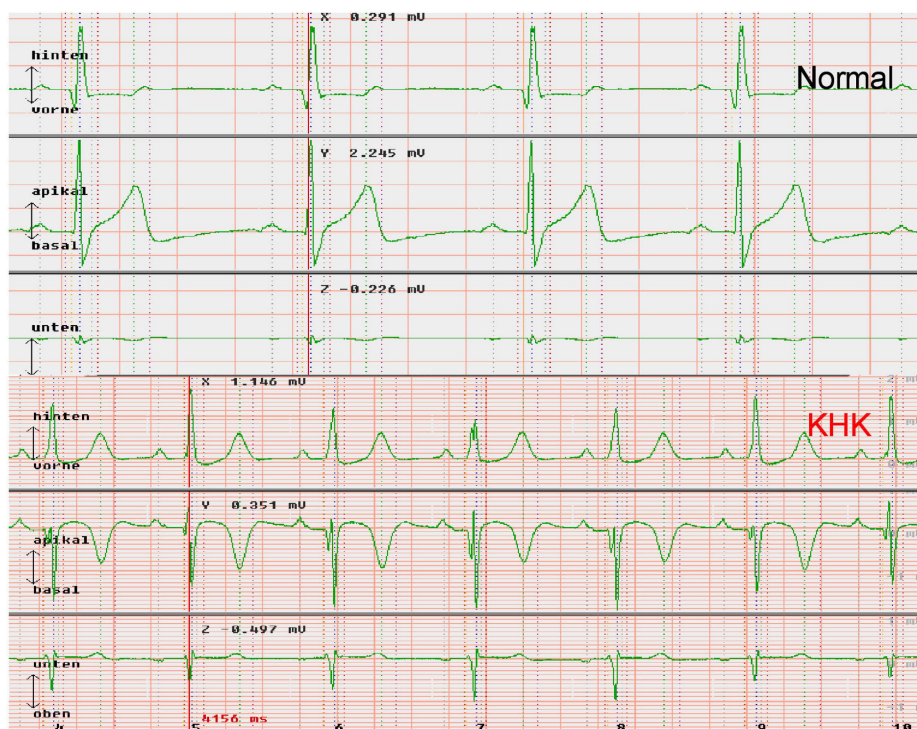


Abbildung 6: Die Projektionen X, Y, Z. Sie stehen senkrecht zueinander. Taktfrequenz 1000 Hz. KHK: Koronare Herzkrankheit. [aus 6]

Wilson und liegt im 5. Interkostalraum in der Medioklavikularlinie. Obwohl die anatomische Herzachse von Patient zu Patient variiert, liegen die Maximalvektoren von R und T sowie die Schlingen in guter Annäherung in der so konstruierten schrägsagittalen Herz-Hauptebene (XY-Ebene).

2.2 Darstellungsformen der Kardiogoniometrie

Nach der Digitalisierung der Ableitungen im Satelliten lassen sich vier verschiedene Darstellungsformen der elektrischen Vorgänge mit dem Computer berechnen.

2.2.1 Projektion

Die Darstellung der Projektionen in X-, Y- und Z-Richtung dient zum Studium der Rhythmik und zur Kontrolle der technischen Qualität der Messung (Abbildung 6).

2.2.2 Potential

Druch Bildung der ersten Ableitung kann das Potential in einzelne Abschnitte unterteilt werden (Abbildung 7). Die Zahlen über der Nulllinie beziffern das Summenpotential der einzelnen Abschnitte in mV, die Zahlenreihe unter der Nulllinie die Dauer in ms. Dauer und Potentialsummen der einzelnen Abschnitte, ihre Verhältnisse zueinander sowie ihre Form werden diagnostisch ausgewertet.

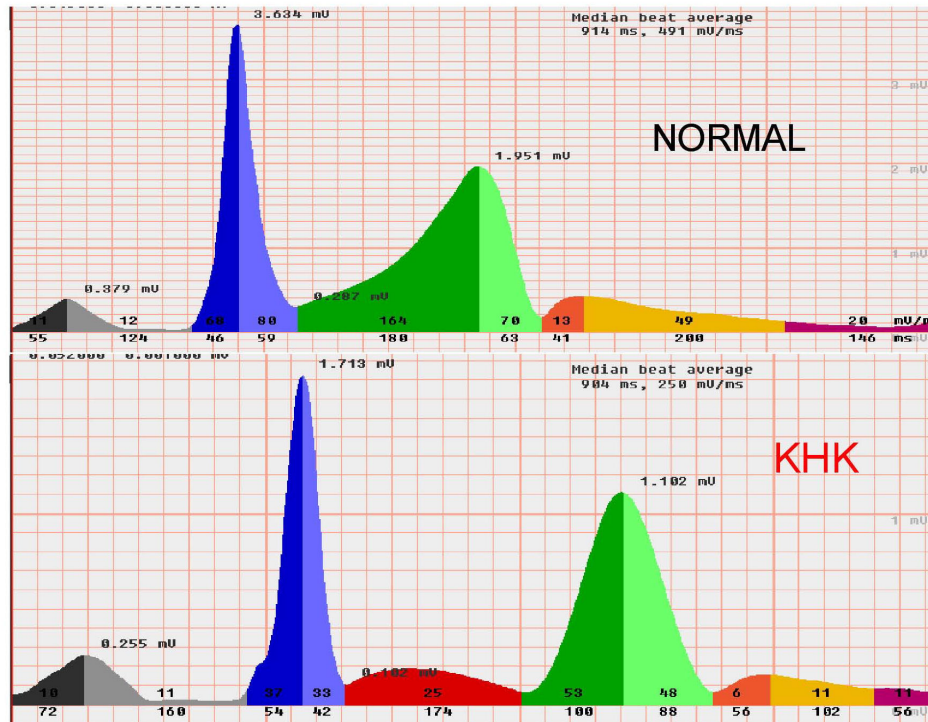


Abbildung 7: Das Potential im Medianwert der Schlagserie. Das Potential entspricht der Summe der Längen des Herzvektors für jede ms, aufgetragen über die Zeit. KHK: Koronare Herzkrankheit. [aus 6]

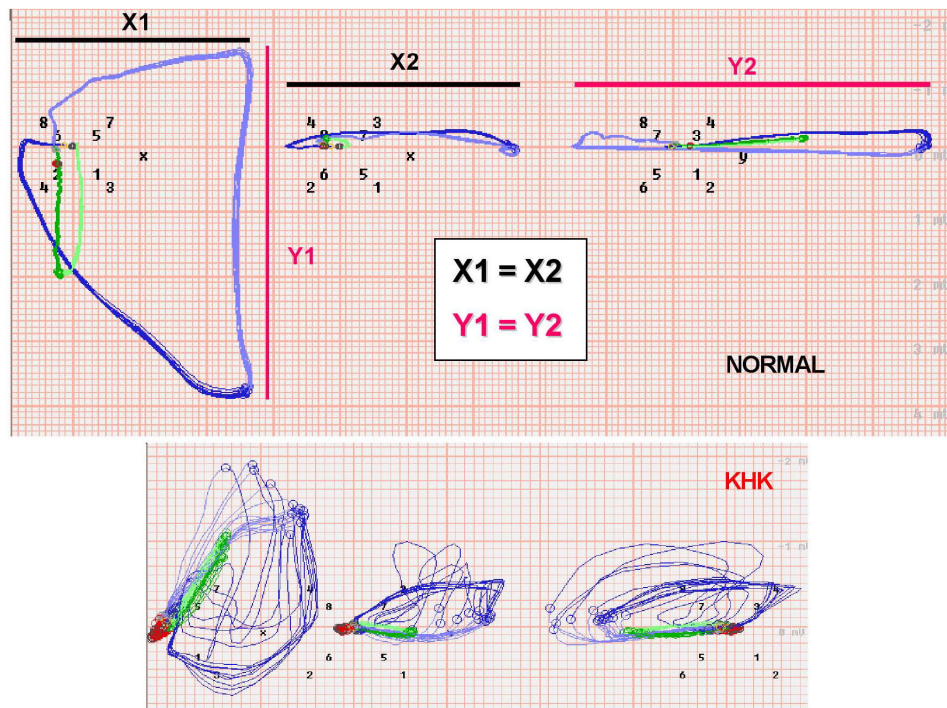


Abbildung 8: Darstellung der Vektorschlingen von Serien von je 12 Schlägen beim Herzgesunden oben und bei einem koronarkranken Patienten unten in den drei Ebenen. [aus 6]

2.2.3 Vektorschlinge

Die Vektorschlingen entsprechen dem Weg im Raum, der die Spitze des Summationsvektors über die Zeit beschreibt. Diese Schlingen werden auf die drei zweidimensionalen Ebenen X/Y, X/Z und Y/Z projiziert. Eine dreidi-

mensionale Darstellung der Schlingen kann am Bildschirm des KGM-Geräts visualisiert werden.

Beim Herzgesunden (Abbildung 8, oben) verlaufen die Schlingen aller 12 gemessenen Herzschläge in Richtung der Herzspitze (in der XY-Darstellung nach unten), sie sind in allen drei Ebenen eng beieinander und bilden ein

Blickrichtung Herzspitze - Herzbasis

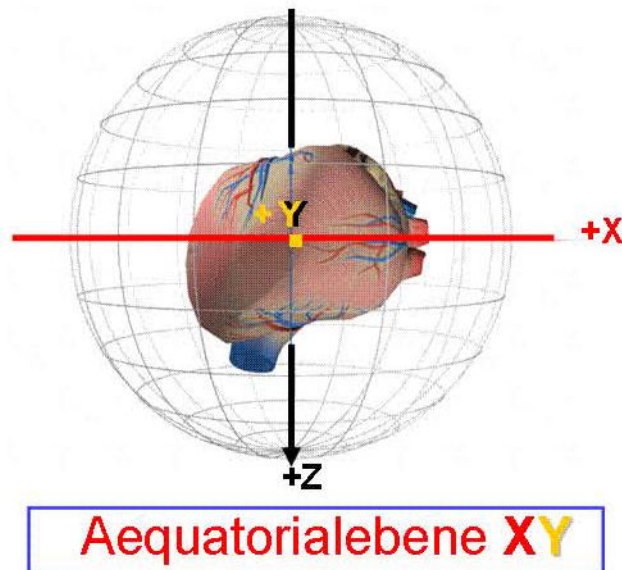


Abbildung 9: Wird das Herz derart gedreht, dass die Herzspitze gegen den Betrachter gerichtet ist, und die Blickrichtung von der Herzspitze zur Herzbasis verläuft, wird die Hauptebene X/Y zur Äquatorialebene eines Kugelkoordinatensystems. Dies ermöglicht nun die Ortung der Maximal-Vektoren im Herzen in Längen- und Breitengraden alpha und beta.

schlankes Band. Dieses Band liegt offen in der Hauptebene und ist auch auf den beiden andern Ebenen erkennbar, die senkrecht zur Hauptebene liegen. Die Orthogonalität ist strikt erfüllt, messbar an der gleichen Ausdehnung der Schlingen parallel zu den korrespondierenden Achsen: $X_1=X_2$, $Y_1=Y_2$.

Beim Herzkranken (Abbildung 8, unten) zeigt sich eine massive Streuung der R-Schlingen sowie der Orientierung der Schlingen vom Nullpunkt weg in die Basis des Herzens (in der Hauptebene nach oben). Die räumliche Orientierung der Schlingen, ihre Form und die Verteilung der Abschnitte im Raum sind somit diagnostisch relevant.

2.2.4 Die Maximalvektoren

Die Darstellung der Maximalvektoren mit Hilfe des Kugelkoordinatensystems kann einen weiteren Beitrag zur Diagnose der Myokardischaemie leisten. Als Maximalvektor wird der Vektor mit dem grössten Potential einer Schlinge bezeichnet. Somit bezeichnet R_{max} den Maximalvektor der Depolarisation R (R entspricht im EKG dem QRS-Komplex) und T_{max} den Maximalvektor der Repolarisation T.

Mit Hilfe des Kugelkoordinatensystems (Abbildung 9) können die Maximalvektoren am Durchstichpunkt des Vektors durch die Kugel als Längengrad alpha und Breitengrad beta lokalisiert werden. Als Beispiel ist in Abbildung 10 R_{max} in Blau eingezeichnet.

Die Ortung gelingt durch die in der Graphik seitlich aufgeklappten basalen Halbkugel (Abbildung 11) und ermöglicht so die Lokalisation auch der nach basal gerichteten Vektoren in den Oktanten 5–8 (Abbildung 12). Alle Oktan-

ten sind mit den drei Positionspaaren apikal-basal, vorne-hinten und oben-unten eindeutig definiert.

R_{max} und T_{max} können in allen acht Oktanten lokalisiert sein. Auch die Schlingen können nach Oktanten geortet werden. So kann der prozentuale und der absolute Anteil des R- und T-Potentials in den verschiedenen Oktanten bestimmt und diagnostisch ausgewertet werden. Zum Beispiel kann beim Gesunden kein nennenswertes T-Potential im Oktanten 5 (hinten unten basal) beobachtet werden. Liegen hingegen mehr als 5% des T-Potentials im Oktanten 5, dann ist ein pathologischer Zustand sehr wahrscheinlich, meistens eine Vorderwandischaemie.

2.3 Diagnostik mit Hilfe der Maximalvektoren

Beim Herzgesunden sind R_{max} und T_{max} in der Herzspitze nahe beieinander. Weil die Herzform, -lage und -grösse auch beim Gesunden etwas variiert, liegen im Diagramm R_{max} und T_{max} bei 154 Herzgesunden nicht auf einem Punkt sondern je in einem gut abgrenzbaren Normfeld (Abbildung 13). Unten in Abbildung 13 sind die Maximalvektoren einer 62-jährigen herzgesunden Patientin mit offenen Koronarien dargestellt: Sowohl alle R_{max} wie T_{max} der 18 in Ruhe gemessenen Einzelschläge sind gebündelt in kleinen Bezirken in den entsprechenden Normfeldern. Sie streuen nicht (kein floating). Die Lage und das Verhalten der Maximalvektoren im oder ausserhalb der Normfelder erlaubt Rückschlüsse auf den Zustand des Myokards (durch R_{max}) und der Blutversorgung (durch T_{max}).

Die apikale Herzhälfte

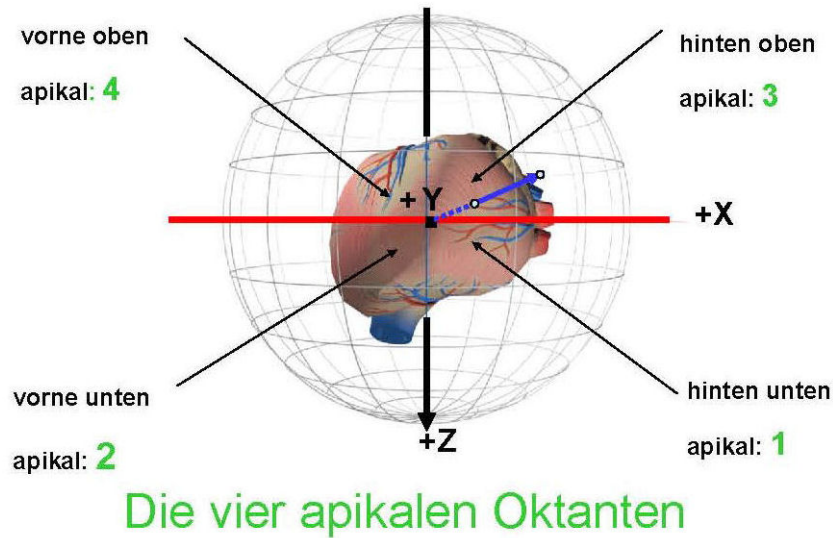


Abbildung 10: Die gegen die Herzspitze gerichteten (= apikalen) Oktanten des Herzens

Ortung der Maximalvektoren in den 8 Oktanten

Die Bezeichnungen sind herzbezogen

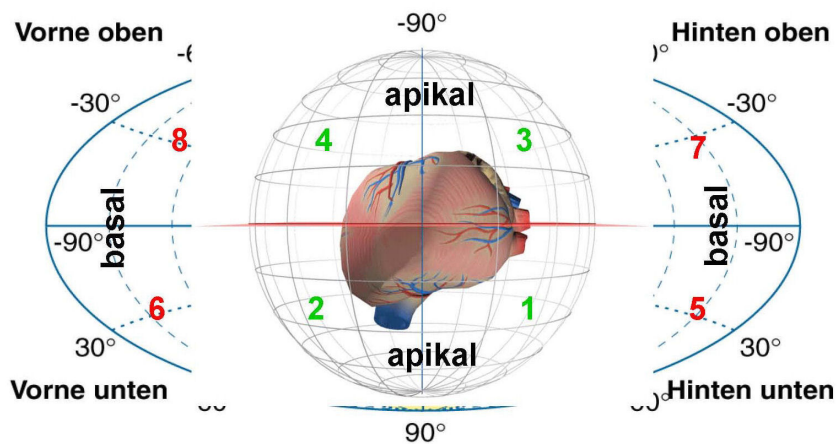


Abbildung 11: Die Ortung der Vektoren in allen 8 Oktanten

Die Schablone mit den 8 Oktanten

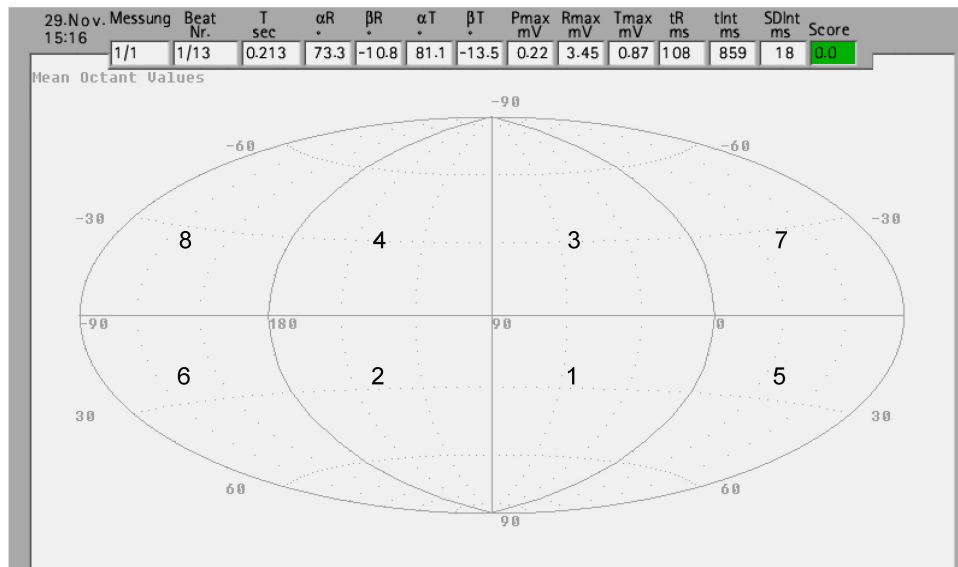


Abbildung 12: Schablone zur Lokalisation jedes Punktes auf dem Herzen

Rmax und Tmax von 154 Herzgesunden (Alter 20-35 J.)

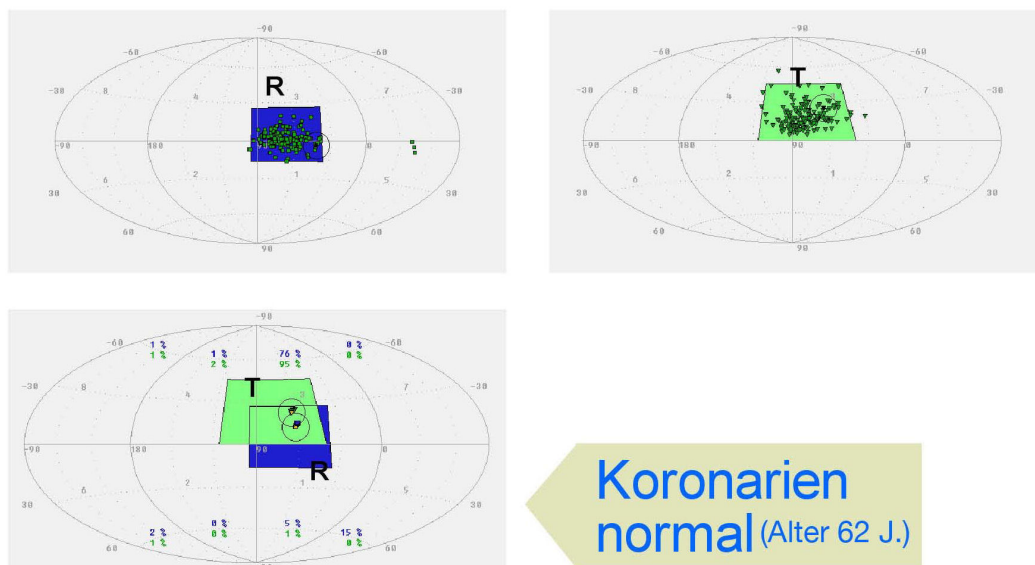


Abbildung 13: Lage von Rmax und Tmax beim Herzgesunden. Oben sind die Projektionen der Maximalvektoren von R (links, blaues Normfeld) und von T (rechts, grünes Normfeld) für 154 junge gesunde Probanden ohne bekannte kardiovaskuläre Risikofaktoren dargestellt. Unten ein Beispiel einer herzgesunden 62-jährigen Patientin mit normaler Koronarographie.

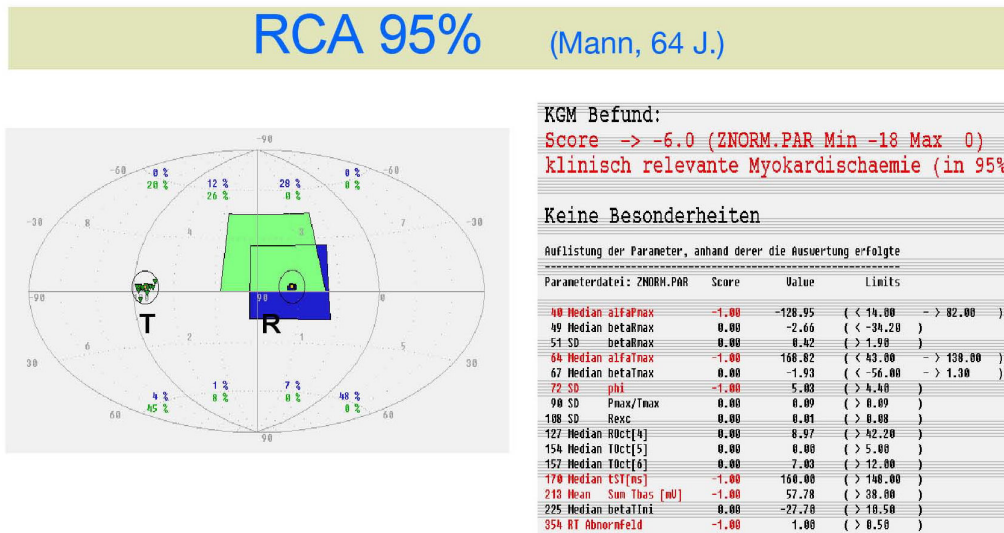


Abbildung 14: 64-jähriger Patient mit hochgradiger RCA-Stenose. Der Maximal-Vektor der Repolarisation T ist nach vorne abgewichen.

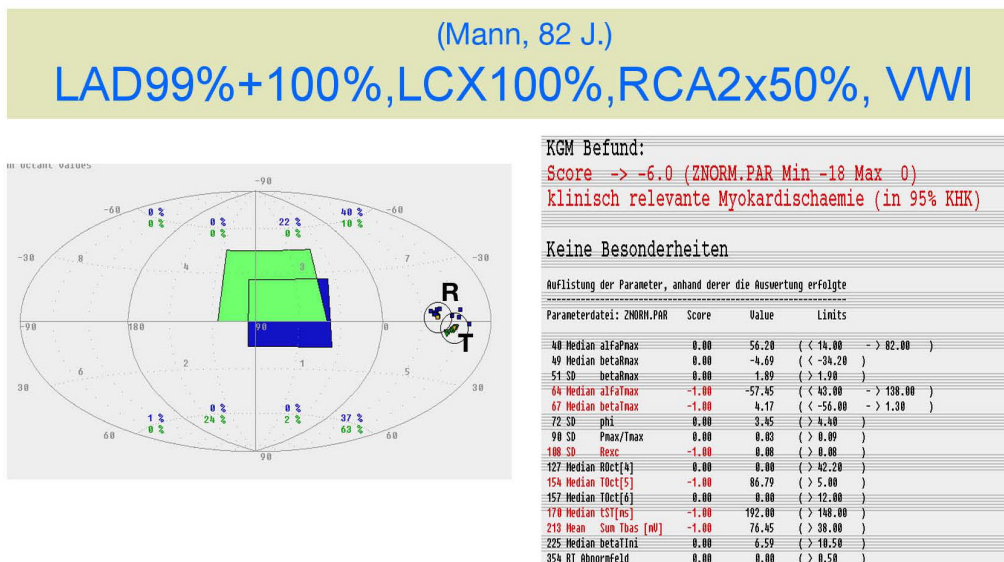


Abbildung 15: 82-jähriger Mann mit schwerer Dreifäßerkrankung und Vorderwandinfarkt. Beide Maximalvektoren liegen basal-hinten.

2.4 Beispiele

Die KGM erfasst quantitativ über 300 Parameter. Zur Diagnose der Myokardischämie verwenden wir 15 Parameter für den Mann und 11 Parameter für die Frau. Die Bewertung erfolgt anhand definierter Normbereiche für die diagnostischen Parameter. Nimmt ein Parameter einen Wert ausserhalb des Normbereichs an, wird ein Negativpunkt gegeben. Der diagnostische Score entspricht der Summe der Bewertungen der einzelnen Parameter. Ein Herzgesunder hat einen Score von 0; bei koronarer Herzkrankheit ist der Score < 0.

Die Diagnostik mit Hilfe der Maximalvektoren soll an zwei Beispielen veranschaulicht werden. In Abbildung 14 und Abbildung 15 sind die Maximalvektoren eines 64-jährigen Patienten mit RCA-Stenose und eines 82-jährigen Patienten mit Vorderwandinfarkt dargestellt.

Wie in Abbildung 14 ersichtlich besteht hinten ein Potentialdefizit, d.h. eine Ischämie ist im hinteren Bereich vorhanden. Da die einzelnen T-Vektoren nicht streuen, kann angenommen werden, dass die Ischämie schon länger besteht. Dass Rmax ohne zu streuen im Normfeld liegt bedeutet, dass das Myokard noch intakt ist. Der Score ergibt sich zu -6 (Abbildung 14, rechts).

In Abbildung 15 zeigt Rmax, dass das vitale Myokard in der Herzspitze stark vermindert ist, also geringer als basal. Deshalb kann von einem Abweichen des Rmax nach basal gesprochen werden. Die Streuung der Maximalvektoren weist auf eine frische Läsion hin. Dies führt auf die Diagnose eines akuten Infarktes. Die Blutversorgung in der Spitze ist derart schlecht, dass der T-Vektor nach basal abweicht. Die fehlende Streuung von Tmax bedeutet, dass dieser Zustand schon längere Zeit besteht.

Hieraus ergibt sich die Diagnose einer schweren, chronischen **Ischaemie apikal**.

2.5 Parameter für die Diagnostik

Die KGM erfasst quantitativ mit hoher Auflösung Parameter, die den zeitlichen Ablauf der elektrischen Phänomene und die räumlichen Eigenschaften der Vektorschlingen. Insbesondere werden der Betrag des Potential in den einzelnen Abschnitten des Erregungsablaufs sowie die räumliche Lokalisierung des Potential in den acht Oktanten, die Schlingenform und die Orientierung der Maximalvektoren im Raum, die Geschwindigkeit der Erregungsausbreitung im Raum sowie Verhältnisse der verschiedenen Parameter zueinander und deren Streuung über mehrere Herzzyklen erfasst. Die so gemessenen über 300 Parameter können hier nicht im Detail erläutert werden. Viele dieser Messgrößen sind signifikant verschieden, wenn Herzgesunde mit Herzkranken gruppenweise verglichen werden. Um eine praktisch einsetzbare Diagnostik zu entwickeln, die im Einzelfall valide Aussagen erlaubt, wurde ein Score erstellt, in dem Parameter berücksichtigt werden, die einen Wertebereich haben, in dem nur Messungen von Herzkranken liegen. Somit konnte ein Strafpunkte-System erstellt werden. Da verschiedene pathologische Veränderungen unterschiedliche Veränderungen der räumlichen Erregungsausbreitung bedingen (eine Hinterwandischaemie wird die Maximalvektoren in eine andere Richtung abweichen lassen als eine Vorderwandischaemie), war es erforderlich, mehrere Parameter zu kombinieren. Die Anzahl diagnostisch verwerteter Parameter war durch die Anzahl n an Patienten in den einzelnen diagnostischen Studiengruppen begrenzt. Soweit möglich, wurden maximal $n/10$ Parameter zur Diagnostik eingesetzt, um das Risiko falsch positiver Diagnosen zu limitieren. Zur Auswahl der Parameter wurde die Plausibilität gefordert und es wurden die verschiedenen kardiogoniometrischen Aspekte berücksichtigt (zeitlicher Ablauf, Potential, Schlingenform, räumliche Orientierung der Vektoren und räumliche Verteilung des Potential, Variabilität vor Schlag zu Schlag). Redundanzen zwischen den Parametern wurden möglichst vermieden und die Erfassung pathologischer Fälle sollte in einem Wertebereich ohne Gesunde möglich sein. Die diagnostischen Parameter sind in [6] im Detail aufgeführt.

Tabelle 1 fasst die sich hieraus ergebenden Arbeitshypothesen zum Verhalten der Maximalvektoren zusammen.

2.6 Evaluierung an einem Patientenkollektiv

Es wurden 1027 Patienten (665 Männer) mit KGM untersucht. Alle Patienten wurden wegen Verdachts auf eine koronare Herzkrankheit zugewiesen und wurden im Anschluss an die KGM koronarographiert. Patienten mit vorgängiger invasiver kardialer Intervention (Angioplastie, Stent-Einlage, Bypass-Operation, Transplantation) wurden ausgeschlossen. Patienten in klinisch instabilem Zustand wurden ausgeschlossen. Alle Patienten haben schriftlich

für die Untersuchung eingewilligt und die Studie wurde von der lokalen Ethikkommission genehmigt.

3 Ergebnisse

Die KGM ermöglicht die Diagnose oder den Ausschluss einer Myokardischaemie [6]. Gesondert beurteilt werden Patienten mit Low voltage, Linksschenkelblock, Rechtsschenkelblock oder Vorhofflimmern anhand retrospektiv erstellter spezifischer diagnostischer Scores. Dies ist in Tabelle 2 dargestellt.

4 Diskussion

Die Kardiogoniometrie (KGM) ist imstande, auf technisch einfache, aber physikalisch korrekte und zuverlässige Weise die Herzpotentiale dreidimensional zu erfassen. Dies gelingt durch die Anwendung eines konstanten, der Thoraxgröße per constructionem angepassten orthogonalen Ableitungssystems mit nur vier Elektroden ohne Zwischenschaltung von Widerständen.

Der Informationsgewinn ist mit über 300 neuen Parametern erheblich und erlaubt neue Einsichten über das Verhalten des Herzpotentials beim Gesunden und Kranken. Die Messungen werden in Ruhe, ohne Belastung, d.h. ohne Gefährdung des Patienten durchgeführt.

Mit der KGM in Ruhe können elektrophysiologische Veränderungen, die meist im Sinne einer lokalen Durchblutungsstörung gedeutet werden müssen, auch beim asymptomatischen Patienten nachgewiesen werden. Da die Diagnostik mittels KGM auch prospektiv bei asymptomatischen Patienten mit einer Ruhemessung zuverlässige Resultate geliefert hat [6], könnten elektrophysiologische Veränderungen bereits im Stadium der subklinischen Arteriosklerose erfassbar sein. Deshalb möchten wir vorschlagen, diesen Zustand vorläufig als „latente Myokardischaemie“ zu bezeichnen. Auch wenn Koronarstenosen erst als „signifikant“ bezeichnet werden, wenn ein sehr hoher Stenosegrad erreicht ist, führt nach dem Flussgesetz von Hagen-Poiseuille eine Einschränkung des Gefäßradius um 50% zu einem Abfall des Flusses auf 6%. Aufgrund der großen Flussreserve und adaptiven Mechanismen kommt es erst sehr spät zu klinischen Symptomen. Es ist aber plausibel, dass bereits subklinische Flussveränderungen zu elektrophysiologisch fassbaren Phänomenen führen. In ersten prospektiven Pilotstudien zeigte die KGM für die Diagnostik der koronaren Herzkrankheit auch Vorteile zum EKG [6] und zur Ergometrie [7]. Weitere Studien in grösseren Kohorten sind erforderlich, um diese vorläufigen Resultate zu bestätigen.

Tabelle 1: Arbeitshypothesen zu den Maximalvektoren

Hypothesen zu R (=QRS im EKG)

1.	Das Gesamtpotential von R = SumR, entspricht dem QRS-Abschnitt im EKG. Es ist ein individuelles Maß für die vitale Myokardmasse.
2.	Der Maximalvektor von R = Rmax gibt an, wo sich das Maximum dieser Masse befindet.
3.	Das Floating, d.h. die Streuung der einzelnen Maximalvektoren von R ist ein Maß für die Homogenität des Myokards.
4.	Leichtes Floating von Rmax ist atembedingt,
5.	Starkes Floating von Rmax bedeutet frischer Infarkt.

Hypothesen zu STT (Repolarisation)

1.	Das Gesamtpotential von STT (SumSTT) ist ein individuelles Mass für die Blutversorgung des Myokards.
2.	Der Maximalvektor von T = Tmax gibt an, wo die Blutversorgung am stärksten ist.
3.	Das Floating von Tmax, d.h. die Streuung der einzelnen Maximalvektoren von T ist ein Mass für die Homogenität der Blutversorgung.
4.	Leichtes Floating von Tmax ist meist technisch oder atembedingt.
5.	Deutliches Floating bedeutet aktuelle Ischämie.

Tabelle 2: Die insgesamt 1027 Patienten (Pat.) wurden in verschiedene Krankheitsgruppen und Altersklassen (J = Jahre) eingeteilt. Die Anzahl der zur Diagnose verwendeten Parameter (Par) ist in Klammern angegeben.

	Männer	Alter (Range)	Frauen	Alter (Range)	Alle
1. Hauptgruppe					
Pat. (Par.) *	459 (17)		237 (14)		696
Sensitivität	84%	36–92 J.	85%	40–86 J.	84%
Spezifität	88%	30–85 J.	90%	36–88 J.	90%
2. LowT (= Pat mit einer low voltage, Tmax <3.8 mV)					
Pat. (Par)	112 (9)		78 (8)		190
Sensitivität	88%	38–81 J.	89%	44–82 J.	88%
Spezifität	94%	33–81 J.	94%	40–78 J.	94%
3. LSB (Linksschenkelblock)					
Pat. (Par)	21 (4)		12 (3)		33
Sensitivität	100%	42–77 J.	100%	47–77 J.	100%
Spezifität	100%	56–81 J.	100%	57–74 J.	100%
4. RSB (Rechtsschenkelblock)					
Pat. (Par)	38 (6)		18 (4)		56
Sensitivität	100%	48–75 J.	100%	53–86 J.	100%
Spezifität	100%	39–87 J.	100%	31–79 J.	100%
5. VHFL (Vorhofflimmern/fluttern)					
Pat. (Par)	35 (7)		17 (4)		52
Sensitivität	100%	52–87 J.	100%	56–84 J.	100%
Spezifität	100%	36–78 J.	100%	63–80 J.	100%

Anmerkung

Interessenkonflikte

E. Sanz und M. Schüpbach sind Gesellschafter der KGMed GmbH, die Inhaberin eines Patentes über Kardiogoniometrie ist.

Danksagung

Die Abbildungen wurden mit freundlicher Genehmigung reproduziert: © Atelier Vassiliev, Frankfurt/M, mail@vassiliev.info. Ps 118:19.

Literatur

1. Frank E. An accurate, clinically practical system for spatial vectorcardiography. *Circulation*. 1956;13:737.
2. Lichtlen P. Klinische Vektor-Elektrokardiographie. Berlin: Springer; 1969.
3. Irnich W. Einführung in die Bioelektronik. Stuttgart: Thieme; 1975. p. 61
4. Nehb W. Das kleine Herzdreieck. *Klin Wschr*. 1938;17:1897.
5. Sanz E, Steger JP, Thie W. Kardiogoniometrie. *Clin Cardiol*. 1983;6(5):199-206.

6. Schüpbach WM, Emese B, Loretan P, Mallet A, Duru F, Sanz E, Meier. Non-invasive Diagnosis of Coronary Artery Disease using Kardiogoniometrie Performed at Rest. *Swiss Med Wkly*. 2008;138(15-16):230-8.
7. Schüpbach M, Loretan P, Meier B, Sanz E. Ergometrie versus Kardiogoniometrie in der Diagnostik der koronaren Herzkrankheit. *Forum Med Suisse*. 2008;8(Suppl.40):34S,P42.

Korrespondenzadresse:

E. Sanz
Kardiologielabor, CH-3532 Zäziwil, Schweiz
kgmlab-sanz@bluewin.ch

Bitte zitieren als

Sanz E, Schüpbach M. Kardiogoniometrie: eine elektrokardiografische, nichtinvasive und belastungsfreie Methode zur Erkennung der kardialen Ischämie. *GMS Med Inform Biom Epidemiol*. 2009;5(3):Doc20.

Artikel online frei zugänglich unter

<http://www.egms.de/en/journals/mibe/2009-5/mibe000099.shtml>

Veröffentlicht: 04.08.2009

Copyright

©2009 Sanz et al. Dieser Artikel ist ein Open Access-Artikel und steht unter den Creative Commons Lizenzbedingungen (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/3.0/deed.de>). Er darf vervielfältigt, verbreitet und öffentlich zugänglich gemacht werden, vorausgesetzt dass Autor und Quelle genannt werden.