



Fakultät für Medizin
Klinik für Kinderkardiologie und angeborene Herzfehler
Deutsches Herzzentrum München des Freistaates Bayern Klinik an der Technischen
Universität München
(Direktor: Prof. Dr. Peter Ewert)

Untersuchungen zur optimierten EKG-Triggerung bei der kardiovaskulären Magnetresonanztomographie im besonderen Hinblick auf kardiale Flussmessungen

Thomas Konstantin Knesewitsch

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

Vorsitzende(r): Prof. Dr. Ernst J. Rummeny

Prüfer der Dissertation: 1. Prof. Dr. Peter Ewert
2. Priv. -Doz. Dr. Daniela Pfeiffer

Die Dissertation wurde am 13.10.2017 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 02.01.2019 angenommen.

Meinen lieben Eltern in großer Dankbarkeit gewidmet

Herrn Prof. Dr. med. P. Ewert, Direktor der Klinik für angeborene Herzfehler/ Kinderkardiologie, danke ich für die Bearbeitung dieses Themas an seiner Klinik.

Mein dankbares Andenken gilt Herrn PD Dr. med. S. Fratz für die Überlassung des Themas und die Unterstützung bei der Durchführung der Untersuchungen.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. med. Ch. Meierhofer, Leiter der Abteilung für kardiovaskulären Magnetresonanz der Klinik für angeborene Herzfehler/ Kinderkardiologie, für seine unermüdliche, freundliche Beratung und Unterstützung bei Ausführung und Korrektur dieser Arbeit.

Inhaltsverzeichnis

Verzeichnis der Abkürzungen	II
Verzeichnis der Abbildungen	III
Verzeichnis der Tabellen	III
1. Einleitung	1
2. Grundlagen	2
2.1 Physikalische Grundlagen der MR-Bildgebung	2
2.2 Prinzipien der tomographischen Bildgebung	4
2.3 Methodik der Flussmessung mittels Phasenkontrast	6
2.4 Methodik der EKG-Triggerung	8
3. Methodik und Patienten	11
3.1 Patienten	11
3.2 Durchführung der Phasenkontrastmessung	12
3.3 EKG-Analyse	13
3.4 Analyse der Flussmessung	16
3.5 Analyse der Herzfrequenz	17
4. Ergebnisse	17
4.1 Vektorkardiogramme	17
Einzelanalyse der VCG und Flussparameter, Abb. 4-38	
4.2 EKG-Analyse	53
4.2.1 Fehl-Triggerungen im EKG	53
4.2.2 Genauigkeit der EKG-Triggerung	53
4.3 Flussmessungen	54
4.4 Einfluss der Standardabweichung (SD) des RR-Intervalls auf die Flussmessung	55
5. Diskussion	56
6. Schlussfolgerung	59
7. Zusammenfassung	61
8. Literatur	63
9. Anhang	67

Verzeichnis der Abkürzungen:

CT:	Computer-Tomographie
EKG:	Elektrokardiographie
HF:	Hochfrequenz
MHE:	magnetohydrodynamischer Effekt
MRA:	MR-Angiographie
MRT:	Magnetresonanztomographie, syn.: Kernspintomographie
NMR:	nuclear magnetic resonance
PCA:	Phasenkontrastangiographie
PI:	Performance Index
RF:	Radiofrequenz
Sn:	Sensitivität
Sp:	Spezifität
T:	Tesla (physikalische Einheit der Magnetfeldstärke)
TE:	Echozeit
TR:	Repetitionszeit
TOF:	Time of flight“ -Technik
T1:	Relaxationszeit in longitudinaler Richtung
T2:	Relaxationszeit in transversaler Richtung
VCG:	Vektorkardiogramm
VENC:	velocity encoding
V-1:	„alter“ Algorithmus der EKG-Registrierung
V-2:	„neuer“ Algorithmus der EKG-Registrierung

Verzeichnis der Abbildungen:

Abb.1: das Verhalten von Protonen in schwachen und starken Magnetfeldern

Abb. 2 a, b: schematische Darstellung eines VCGs und reales VCG-Summenbild

Abb. 3 a-c: Abschnitte von Patienten EKG's zur Auszählung korrekter, falsch positiver und falschnegativer Triggerungen

Abb. 4 - 38: Ergebnisse und Analyse der VCG's der 35 Patienten

Abb. 39: Bland-Altman-Diagramm der aortalen Nettoflussmessungen

Verzeichnis der Tabellen:

Tab.1: Ergebnisse der Analyse bezüglich der Fehl-Triggerung

1. Einleitung

Der technische Fortschritt der kardialen Magnetresonanztomographie (MRT) in den vergangenen zwei Jahrzehnten führte zu einer Erweiterung der diagnostischen Möglichkeiten bei Patienten mit kongenitalen Herzfehlern.

So ergeben sich neben hochaufgelösten anatomischen Darstellungen auch physiologische Informationen über das kardiovaskuläre System, wie z.B. ventrikuläre Funktionen und Blutfluss. Diese Informationen sind heute neben der Diagnostik von angeborenen Herzfehlern auch wichtige Entscheidungskriterien für deren Therapie. Diese Entwicklung hat dazu geführt, dass MRT mit Sonographie als nichtinvasiver Goldstandard in der kardialen Funktionsanalyse gilt (Fratz 2008).

Ein wichtiger Bestandteil dieser Untersuchungen bei angeborenen Herzfehlern ist neben der Bestimmung der intrakardialen Blutvolumina und Wandbewegung auch die Untersuchung der Blutflüsse im Herzen sowie die Beurteilung von Stenosen und Shunts. Die Flussmessung im MRT erfolgt mittels EKG- getriggerten Phasenkontrast- Messungen (Powell 2000).

Einen maßgeblichen Anteil an der Zuverlässigkeit dieser Messung hat die Entwicklung von robusten Sequenztechniken auf Basis von EKG-Signalen, die es ermöglichen die Messung mit den Herzphasen zu synchronisieren. Dabei unterliegt die EKG-Analyse diversen Störfaktoren, die einerseits durch das spezifische MRT-Umfeld gegeben sind und zum anderen durch pathologische EKG-Veränderungen bei Patienten mit angeborenen Herzfehlern bedingt sein können. (Nehrke 2005, S. 50),(Stuber 2002)

Die Kompensation dieser Faktoren ist nach wie vor ein wichtiger Bestandteil der weiteren Entwicklung des kardialen MRTs. So wurde in Zusammenarbeit mit dem Deutschen Herzzentrum München von der Fa. Siemens (Siemens Healthcare, Erlangen) ein neues Verfahren zur EKG-Triggerung entwickelt, das insbesondere bei komplexen EKGs eine zuverlässigere Triggerung ermöglichen soll.

Diese Arbeit beschäftigt sich in der Hauptsache mit dem Einfluss der EKG-Triggerung auf die Qualität der Flussmessung bei Patienten mit angeborenen Herzfehlern.

2. Grundlagen

2.1. Physikalische Grundlagen der MR-Bildgebung

Die MRT ist ein seit den 1980er Jahren in der Medizin etabliertes diagnostisches Verfahren, welches die Darstellung von Organen oder Körperabschnitten in Schnittbildern (= Tomographie) ermöglicht. Vorteil der MRT gegenüber den klassischen radiologischen Verfahren ist die fehlende Strahlenexposition durch ionisierende Strahlen (Röntgen-, γ -Strahlung), da die Bildgebung auf der Anwendung elektromagnetischer Strahlung im energiearmen UKW-Radiofrequenzbereich (30 – 300 MHz) beruht. Weitere Vorzüge der MRT sind die beliebig wählbare Orientierung der Schichtebenen und die Gewinnung morphologischer und funktioneller Informationen.

Da die Bildgebung der MRT heute üblicherweise auf routinemäßig durchgeführten Untersuchungsprotokollen beruht, muss im Rahmen der vorliegenden Arbeit nur kurz auf das Prinzip der MRT eingegangen werden. (Lissner, Seiderer 1990)

Grundlage der MRT ist die von Felix Bloch und Edward Purcell im Jahr 1946 nachgewiesene Kernresonanz (Bloch 1946), (Purcell 1946). Für diese Arbeiten erhielten sie 1952 den Nobelpreis für Physik. (Gerthsen 2001, S. 629)

Bedeutung erlangte die MRT zunächst als wichtige spektroskopische Methode in der Chemie. Erst in den 1970er Jahren ermöglichten die Arbeiten von *Paul Christian Lauterbur* (Lauterbur 1973) und *Sir Peter Mansfield* (Mansfield 1977) (Mansfield 1982) die Erstellung von Schnittbildern in der Medizin mittels der MRT (gemeinsamer Nobelpreis für Medizin oder Physiologie 2003). Die ersten kommerziellen MRT-Geräte wurden in den frühen 1980er Jahren installiert.

Der Kernspin: Atomkerne mit ungerader Protonen- oder Neutronenzahl haben einen Eigendrehimpuls (Spin). Sich bewegende elektrisch geladene Teilchen (z.B. Protonen) erzeugen ein magnetisches Feld, so dass mit dem Kernspin ein magnetisches Dipolmoment assoziiert ist. Das einfachste und am häufigsten im menschlichen Gewebe vorkommende Atom ist der Wasserstoff, dessen Atomkern nur aus einem Proton besteht. Daher werden bei klinischen MRT-Untersuchungen meist die Eigenschaften der Protonen ausgenutzt. Im Gegensatz zu Röntgen- und CT-Untersuchungen spiegelt daher ein kernspintomographisches Bild nicht die Gewebisdichte, sondern die Protonendichte des Gewebes wider. (Weishaupt 2003)

Im sehr schwachen natürlichen Magnetfeld der Erde (Feldstärke ca. $10 \mu\text{T}$) sind die magnetischen Dipolmomente der Protonen im Gewebe ungerichtet (isotrop) verteilt (Abb. 1a). Durch Anlegen eines starken äußeren Magnetfeldes B_0 (Z-Richtung) - in klinisch eingesetzten MRTs derzeit bis zu 7 Tesla - richten sich die Dipolmomente annähernd parallel (Spin up) oder antiparallel (Spin down) entlang der Feldlinien dieses Magnetfeldes aus, wobei aus energetischen Gründen die parallele Ausrichtung etwas häufiger eingenommen wird (Abb. 1b). Der geringe Überschuss von „Spin up“ Magneten führt zu einer geringen zusätzlichen (longitudinalen) Magnetisierung ($M_z > 0$) entlang des Magnetfeldes B_0 . Zusätzlich wirkt aufgrund elektrodynamischer Gesetze ein Drehmoment auf die Protonen, hieraus resultiert eine Präzession um die Magnetfeldachse mit der sog. *Larmor-Frequenz*, die vom kernspezifischen gyromagnetischen Verhältnis γ und der Feldstärke abhängig ist. Die Dipolmomente präzedieren alle mit derselben Frequenz (bei der Feldstärke 1 Tesla beträgt die Larmor-Frequenz von Protonen 42,58 MHz), jedoch mit unterschiedlichen Phasen (Abb. 1c). Wegen diesen unterschiedlichen Phasen entsteht in dieser Situation keine Magnetisierung senkrecht (transversal) zum Magnetfeld B_0 . (x,y – Ebene, $M_{xy} = 0$). (Schnackenburg 2005, S 1ff)

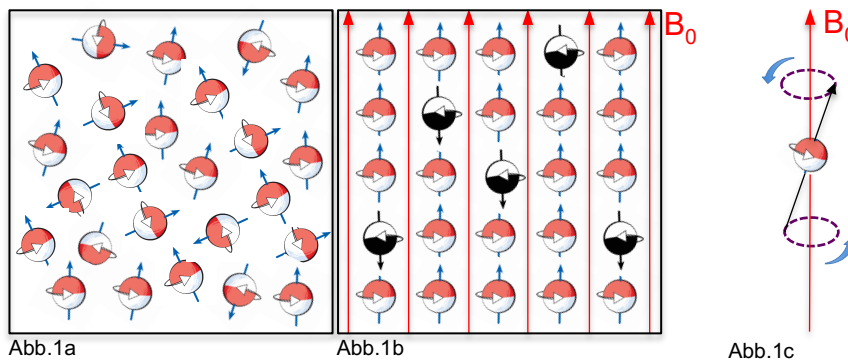


Abb.1. Das Verhalten von Protonen in schwachen und starken Magnetfeldern

Dieser Zustand entspricht der energetisch günstigsten Gleichgewichtslage und stellt sich ein, wenn der Patient in das permanente Magnetfeld B_0 des Gerätes gebracht wird.

Mit einer Hochfrequenz-Spule wird ein hochfrequentes Radiosignal eingesandt (μT -Bereich), welches senkrecht um das Magnetfeld B_0 zirkuliert. Dadurch kommt es, sofern diese Anregungsfrequenz gleich der Larmor-Frequenz (Resonanzfrequenz) ist zu einer Synchronisierung der Phasen der präzedierenden Dipolmomente und zu einer Kippung des Magnetfeldes, wodurch es zu einer Quermagnetisierung ($M_{xy} \neq 0$) kommt. Dies führt zu einer Anhebung der Protonen in einen angeregten (energetisch ungünstigen)

Zustand. Nach Abschalten des schwachen Magnetfeldes kommt es zur Relaxation des Systems, d.h. die Kernspins kehren zurück in ihre Ausgangslage mit unterschiedlichen Relaxationszeiten in longitudinaler (T1) und transversaler (T2) Richtung. Dabei nimmt der longitudinale Magnetisierungsvektor (M_z) wieder zu, die transversale Komponente nimmt gegen $M_{xy} = 0$ zunehmend ab. Die freiwerdende Energie induziert in Form von elektromagnetischer Strahlung („MR-Signal“) in einer Empfangsspule eine messbare Wechselspannung.

Die Signalintensität und damit der Bildkontrast ist abhängig von der Magnetfeldstärke B_0 , sowie von den drei Gewebe abhängigen Parametern

- *Protonendichte*
- *Relaxationszeit T1*, diese bestimmt, wie schnell die Spins in ihre Ausgangslage zurückkehren und erneut angeregt werden können. T1 ist Feldstärke abhängig, Fett hat ein kurzes, Wasser ein langes T1.
- *Relaxationszeit T2*, diese bestimmt, wie schnell das MR-Signal nach der Anregung abnimmt. T2 ist nahezu unabhängig von der Feldstärke. Auch für T2 gilt: Fett hat ein kurzes, Wasser ein langes T1.

Durch verschiedene Wichtung dieser drei Eigenschaften können unterschiedliche Gewebe-Kontraste im MR-Bild erzeugt werden. Die unterschiedliche Wichtung wird im Wesentlichen durch die Variation der Parameter

- *Repetitionszeit TR*: Die Zeit zwischen zwei aufeinander folgenden Anregungen beeinflusst den T1-Kontrast
- *Echozeit TE*: Die Zeit zwischen Anregung und Messung des MR-Signals beeinflusst den T2-Kontrast

erreicht. (Seiderer 1990), (Schnackenburg 2005, S 1ff)

2.2 Prinzip der tomographischen Bildgebung

Die so gewonnenen Daten genügen jedoch nicht zur Rekonstruktion tomographischer Bilder, da die empfangenen RF-Signale noch ortskodiert werden müssen. Dies geschieht unter Ausnützung der Abhängigkeit der Larmor-Frequenz von der magnetischen Feldstärke.

Dazu wird das homogene, statische Magnetfeld B_0 mit zeitlich und räumlich variablen Gradientenfeldern (G_x , G_y , G_z) überlagert, wodurch sich eine Ortsabhängigkeit der Präzessionsfrequenzen aller Spins im 3-dimensionalen Raum ergibt.

Wird z.B. das Gradientenfeld G_z entlang der Körperlängsachse des Patienten angelegt, nimmt das Gesamtmagnetfeld in Richtung Kopf des Patienten zu, und damit auch die Larmor-Frequenz entsprechend der Gleichung $\omega_0 = \gamma \times (B_0 + G_z)$. Da nur Spins mit RF-Impulsen angeregt werden können, die mit der entsprechenden Präzessionsfrequenz übereinstimmen, werden in Abhängigkeit von G_z , nur Spins in einer bestimmten (transversalen) Schicht angeregt. Das Gradientenfeld wird unmittelbar nach Anregung ausgeschaltet.

(Vorteil der MRT ist, dass durch unterschiedliche Überlagerung der Gradientenfelder G_x , G_y , G_z jedoch auch Schichten in beliebiger Orientierung ausgewählt werden können).

Die Schichtdicke hängt von der Bandbreite des RF-Impulses (Minimal- bis Maximalfrequenz des Impulses) und von der Steilheit des Gradientenfeldes ab. Ein MR-Bild einer solchen Schicht besteht aus einer Anzahl von Spalten (n) und Zeilen (m). Um eine Ortsinformation innerhalb der Spalten bzw. Zeilen zu erhalten sind weitere Gradientenfelder nötig.

Phasenkodierung: In der durch das Gradientenfeld ausgewählten Schicht präzedieren zunächst alle Spins mit gleicher Frequenz und Phase. Durch Anlegen eines weiteren Gradientenfeldes (Phasenkodiergradient G_y) kommt es, solange dieses Feld eingeschaltet ist, in y -Richtung zu einer in Frequenz und Phase unterschiedlichen Präzession. Nach Abschalten des Gradientenfeldes präzedieren die Spins wieder mit gleicher Larmor-Frequenz, die Phasendifferenzen bleiben jedoch bestehen. Die Änderung der Phasenlage hängt von der Dauer und Stärke des Phasenkodiergradienten G_y ab. Damit erhält man in der ausgewählten Schicht zusätzliche Lageinformationen in y -Richtung. (Schnackenburg 2005, S 6 ff)

Frequenzkodierung: Um die Signale auch noch in einer weiteren räumlichen Orientierung zuordnen zu können, wird noch ein dritter Gradient G_x zugeschaltet, wodurch die Spins entlang dieses Gradientenfeldes mit unterschiedlicher Frequenz präzedieren. Als Folge zeigen Spins in verschiedenen Spalten in der angeregten Schicht eine unterschiedliche Präzessionsfrequenz und das gemessene Signal resultiert aus magnetischen Momenten unterschiedlicher Frequenz. Auch dieses Signal hängt von der Stärke des Gradienten G_x ab. Wird dieses Signal über n verschiedene Zeiten gemessen,

so ist es möglich, das Signal nachträglich n verschiedenen Punkten (Spalten) zuzuordnen. Der dazu notwendige mathematische Algorithmus stellt die Fourier-Transformation dar. Es ist somit eine Serie von aufeinanderfolgenden Messungen notwendig. Die Zeit zwischen aufeinanderfolgenden RF-Anregungen wird als Repetitionszeit (TR) bezeichnet. (Schnackenburg 2005, S 6 ff)

Die Gesamtheit der Anregungspulse, Gradienten und Messungen ergibt die sogenannte MR- Sequenz.

Nachteil der MRT war anfangs die daraus resultierende langen Untersuchungsdauer, wodurch sich die Einsatzgebiete ursprünglich im Wesentlichen auf „statische“ Organe (z.B. Schädel, Gehirn) beschränkten. Thorax-Organen waren wegen Bewegungsartefakten (Atembewegung, Kontraktion des Herzens, Blutfluss in den großen Gefäßen) zunächst weniger für die MRT geeignet. Erst mit der Kenntnis der Entstehungsmechanismen von Flussphänomenen war es möglich Techniken zur Unterdrückung dieser Artefakte zu entwickeln. (Axel 1984), (Nehrke 2005, S. 47 ff)

Im weiteren Verlauf wurden spezielle schnelle Pulssequenzen und Auswertungsalgorithmen für die MR-Angiographie (MRA) und die quantitative Bestimmung von Flussgeschwindigkeiten entwickelt. (O'Donnel 1985), (Boesiger 1992)

2.3 Methodik der Flussmessung mittels Phasenkontrast

Das MR-Signal des fließenden Blutes hängt von diversen Einflussparametern ab, die gegeben sind durch

- die Eigenschaften des fließenden Blutes (Flussgeschwindigkeit, Geschwindigkeitsprofil, Strömungstyp)
- technische Parameter (Pulssequenzen, Schichtdicke)
- relative Orientierung des untersuchten Gefäßes in der entsprechenden Schicht.

Für die MRA haben sich im wesentlichen zwei Verfahren etabliert (Bunke 2005, S. 38f):

- die „Time of flight“ – Technik (TOF). Das Prinzip der TOF-MRA beruht darauf, dass das statische Gewebe über kurze Repetitionszeiten angeregt und gesättigt wird. Das in die Schicht hineinfließende Blut ist ungesättigt und liefert ein stärkeres Signal.
- die Phasenkontrastangiographie (PCA)

Im Rahmen dieser Dissertation erfolgten die Flussmessungen mittels der Phasenkontrastangiographie. Im folgenden werden die Grundlagen der PCA kurz dargestellt.

Durch sich im Magnetfeld bewegende Spins entwickeln sich bei jeder MR-Bildgebung Phasendifferenzen in der transversalen Magnetisierung. Diese Phasendifferenzen entstehen durch unterschiedliche Einflüsse teils durch ungerichtete Spinbewegungen (Bewegungsartefakte, Atemexkursionen, Herzkontraktion etc.) teils durch „fließende“ Spins des Blutflusses im Gefäß. Die Spinbewegungen waren letztendlich Grund für die anfängliche Domäne der Kernspintomographie bei „ruhenden“ Organen wie ZNS und Wirbelsäule. In den 1980er Jahren wurden jedoch schon Verfahren beschrieben, die es ermöglichen die Phasendifferenzen, die durch die Spins des fließenden Blutes entstehen, zur Quantifizierung von Flussgeschwindigkeiten und -Volumina auszuwerten. Hierzu sorgen spezielle Gradientenfelder, dass nur noch die Phasendifferenzen zur Messung herangezogen werden, die z.B. durch die „fließenden“ Spins des Blutflusses gegenüber der stationären Gefäßwand entstehen. (O'Donnel 1985), (Dumoulin 1989), (Boesiger 1992), (Lotz 2007)

Die Ortszuordnung des Signals erfolgt über Gradienten, die über einen linearen Anstieg des Magnetfeldes entlang seiner Richtung zu einer Frequenz- und Phasenverschiebung führen. Werden diese Gradienten als bipolare Impulse geschaltet, wird bei stationären Spins (z.B. in der Gefäßwand) keine Phasenverschiebung hervorgerufen, da die durch die positive Halbwelle hervorgerufene Phasenverschiebung der Spins durch die negative Halbwelle rückgängig gemacht wird. Sich bewegende Spins (z.B. im fließenden Blut) behalten jedoch eine geschwindigkeitsproportionale Phasenverschiebung Φ :

$$\Phi = f * \gamma * v$$

γ : gyromagnetisches Verhältnis

v: Geschwindigkeit des Spins in Richtung des Gradientenfeldes

f: Proportionalitätsfaktor, abhängig von Dauer und Größe des bipolaren Impulses

Aus messtechnischen Gründen können nur Phasenverschiebungen $\Delta\Phi$ zwischen -180° und $+180^\circ$ eindeutig bestimmt werden. Phasenverschiebungen außerhalb dieses Bereichs können zu einer sog. Phaseneinfaltung (Aliasing) und damit zu falsch niedrigen Werten von Φ führen. Aliasing zeigt sich im Angiogramm durch Signalverluste in Bereichen hoher Flussgeschwindigkeiten. Um dies zu vermeiden legt der Untersucher mit einem speziellen Sequenzparameter „velocity encoding“ (VENC) den Geschwindigkeitsbereich fest, der gerade der maximal eindeutig bestimmbar Phasenverschiebung von -

180° bis +180° zugeordnet werden kann. Die VENC wird bei Flussmessungen in den Bereich der maximal zu erwartenden Flussgeschwindigkeiten gewählt. Zu niedrige Werte der VENC führen zu dem o.g. Aliasing, während eine zu hohe VENC durch ein verstärktes Rauschen einen Verlust von Auflösungsvermögen verursacht. (Lotz 2007)

Im Gegensatz zur normalen MR-Bildgebung werden bei der MR-PCA somit Bilder erzeugt, deren Grauwertverteilung nicht die Signalintensität der Spins (\cong Protonendichte), sondern die Phasenverschiebung und somit die Geschwindigkeit der Spins in jedem Voxel der Matrix widerspiegelt. Wird nun in einer Schicht je ein Bild mit und ohne Geschwindigkeitsgradienten aufgenommen, kann man die Differenz der Phasenverschiebung der stationären und der bewegten Spins berechnen, welche proportional zur Geschwindigkeit der sich bewegenden Spins ist. (Bunke 2005, S. 38f)

2.4 Methodik der EKG-Triggerung

Die EKG-Triggerung ist Voraussetzung für eine Herzphasen-gerechte Darstellung kernspintomographischer Bilder.

Dies ist zum einen für die Minimierung von Bewegungsartefakten, die u.a. durch die Herzbewegung hervorgerufen werden, erforderlich. Dies ermöglicht hochauflösende Aufnahmen, die insbesondere für morphologische Diagnostik genutzt werden können. (Nehrke 2005, S. 47 ff).

Zum anderen ist die Triggerung essentiell für die funktionelle kardiale Diagnostik. Die Erstellung einzelner Bilder in bestimmten Phasen des Herzzyklus ermöglicht unter anderem einen kompletten Herzzyklus als „Film“ (Cine-MRT) darzustellen. Dies ist Grundlage für die Beurteilung von Wand- und Klappenbewegung sowie die Bestimmung der systolischen und diastolischen Volumina im Herzen.

Die Triggerung erfolgt auf die R-Zacke des EKG's, die R-Zacke ist ein Teil des QRS-Komplexes und spiegelt die Kammererregung wider. Die R-Zacke ist definitionsgemäß die erste positive Auslenkung des QRS-Komplexes. Die Form des QRS-Komplexes ist von verschiedenen Faktoren abhängig und kann je nach Ableitung, Herzlagetyp und Position der Ableitungselektroden variieren. Zudem können Herzerkrankungen zu teilweise erkrankungstypischen Veränderungen am QRS-Komplex führen. (Chia 2000) (Powell 2000)

Üblicherweise unterscheidet man drei Arten der Triggerung :

1. prospektive Triggerung,
2. Retrospektive Triggerung und
3. Gating.

Bei der prospektiven Triggerung wird nach Erkennung der R-Zacke an einem definiertem Zeitpunkt (trigger delay) die Messung gestartet. Dieses Verfahren erlaubt keine Erkennung von Arrhythmien (z.B. Extrasystolen) und keine kardiale Bildgebung.

Unter retrospektiven Trigger versteht man die kontinuierliche Messung über viele Herzzyklen und die Rekonstruktion der Daten mit Hilfe der parallel aufgezeichneten EKG-Daten.

Beim Gating wird ein Zeitraum - z.B. zwischen zwei R-Zacken - gewählt, in dem die Messung erfolgen soll (Merkle 2005, S. 95).

Bei der EKG-Triggerung im MRT sind jedoch im Vergleich zum klassischen EKG einige Punkte zu beachten. So kommt es durch das Magnetfeld und die Hochfrequenzimpulse zu Artefakten im EKG, die eine suffiziente Triggerung erschweren können. Einer der wichtigsten Effekte ist der magnetohydrodynamische Effekt (MHE). Dabei kommt es durch den Blutfluss im Magnetfeld zu einer im EKG sichtbaren Induktion von Spannung, die insbesondere während der Austreibungsphase zu teils deutlichen Erhöhungen der T-Welle führen kann. Da die Triggerung auf die R-Zacke des EKG's ausgerichtet ist kann es zu Differenzierungsproblemen zwischen R-Zacke und der erhöhten T-Welle kommen. Für eine suffiziente Triggerung ist daher eine optimale Platzierung der EKG-Elektroden, mit dem Ziel einer möglichst hohen R-Zacke und kleinen T-Wellen in zwei Ableitungen, essentiell. (Nehrke 2005, S. 50), (Stuber 2002)

Trotzdem kann insbesondere bei Patienten mit kongenitalen Herzfehlern und komplexen EKGs die Detektion trotz optimaler Vorbereitung aufgrund von z.B. verbreiterten QRS-Komplexen bei Schenkelblöcken oder erhöhten T- oder P-Wellen nicht immer optimal möglich sein. Daher werden besondere Ansprüche an die Auswertungsalgorithmen der EKG-Einheiten des MRTs gestellt um diese Stör- und Fehlerquellen möglichst gut zu kompensieren. Dies funktionierte auch in der Routine sehr gut, jedoch sehen wir in manchen Fällen insbesondere bei komplexen EKGs noch Verbesserungsbedarf. Deswegen wurde von der Fa. Siemens ein neuer Algorithmus entwickelt um

insbesondere bei Patienten mit kongenitalen Herzfehlern eine bessere Performance zu erzielen.

Der bisher verwendete Algorithmus (V-1) basiert auf aus dem EKG abgeleiteten Schwellwerten, während das neue Trigger-Verfahren im wesentlichen auf der Methode eines matched filter beruht. Die genaue Technik des neuen als auch des alten Algorithmus soll hier anhand der Zusammenfassung aus den jeweiligen Offenlegungsschriften der jeweiligen Patente dargestellt werden. Die kompletten Offenlegungsschriften finden sich im Anhang dieser Arbeit. (Frank 2006), (Rößler 2010)

Alter Algorithmus (V-1):

“Zusammenfassung: Verfahren zur Steuerung einer Messung eines Magnetresonanzgeräts anhand eines Elektrokardiogramm-Signals, umfassend die folgenden Schritte:

- a) Erfassen von Elektrokardiogramm-Signalen über wenigstens zwei Kanäle;*
- b) Durchführen einer Signalverarbeitung für den ersten Kanal, indem die Elektrokardiogramm-Signale in einem ersten Verarbeitungszweig einem Tiefpassfilter und einem Ableitungsbetragsbildner zugeführt werden und das Ausgangssignal mit einem von einem Schwellwertbildner gelieferten Schwellwert verglichen wird, sodass ein erstes Vergleichsergebnis erhalten wird;*
- c) Durchführen einer Signalverarbeitung in einem zweiten Verarbeitungszweig, indem die Elektrokardiogramm-Signale in einem zweiten Verarbeitungszweig einem Ableitungsbildner zugeführt und mit einem oberen und einem unteren Schwellwert verglichen werden, sodass ein zweites Vergleichsergebnis erhalten wird;*
- d) Durchführen der Schritte b) und c) für den zweiten und gegebenenfalls vorhandene weitere Kanäle;*
- e) Auswerten aller ersten und zweiten Vergleichsergebnisse für alle Kanäle in einer gewichteten Logikschaltung und*
- f) Auslösen der Messung des Magnetresonanzgeräts in Abhängigkeit des Ergebnisses der gewichteten Logikschaltung.” (Frank 2006)*

Neuer Algorithmus (V-2):

“Zusammenfassung: Ein erfindungsgemäßes Verfahren zur Bestimmung von R-Zacken in einem EKG-Signal zur Triggerung weiterer Messungen oder Untersuchungen umfasst folgende Schritte:

- a) Messen mindestens eines Referenz -EKG-Signals mit einer EKG-Messvorrichtung,*
- b) Bestimmen einer R-Zacke in dem Referenz-EKG-Signal,*
- c) Bestimmen mindestens einer Referenzgröße aus dem Referenz-EKG-Signal, die das Referenz-EKG-Signal in einem Zeitintervall annimmt, das vor der R-Zacke des EKG-Signals beginnt und bis maximal zu dem Auftreten der R-Zacke andauert,*
- d) Erstellen zumindest einer Vergleichsvorschrift auf Basis der mindestens einen Referenzgröße,*
- e) Messen von EKG-Signalen, in denen R-Zacken bestimmt werden sollen,*
- f) Vergleichen der gemessenen EKG-Signale mit der mindestens einen Referenzgröße anhand der zumindest einen Vergleichsvorschrift,*
- g) Abgeben eines Trigger-Signals auf Basis von mindestens einem positiven Ergebnis des Vergleichs.” (Rößler 2010)*

3. Methodik

3.1 Patienten

Die Studie umfasste 35 Patienten (24 m, 11 w) mit verschiedenen kongenitalen Herzfehlern, bei denen im Rahmen der Erstdiagnostik bzw. in der Nachsorge die Indikation für eine MRT mit Flussmessungen gegeben war. Das Durchschnittsalter der Patienten war 26 +/-11 Jahre.

Die größte Patientengruppe stellten 14 Patienten nach Operation bei Fallot-Tetralogie, 21 Patienten hatten sonstige kongenitale Herzfehlern (u.a. Ebstein-Anomalie, truncus arteriosus, double-outlet right ventricle, Transposition der großen Arterien, Aortenbogenanomalien)

3.2 Durchführung der Phasenkontrastmessung

Für die kardiale MRT kam ein Standard MRT (Feldstärke 1,5 T) mit einer 12 Kanal Herzspule (Magnetom Avanto®, Software-Version VB15, Siemens Healthcare) zum Einsatz.

Es wurden Flussmessungen über der aorta ascendens durchgeführt.

Um die Auswirkungen der beiden Trigger Algorithmen auf die Ergebnisse dieser Flussmessungen zu ermitteln wurden Untersuchungen mit beiden Trigger Methoden in nicht festgelegter Reihenfolge unmittelbar nacheinander durchgeführt. Im Gegensatz zu einer klinischen Routineuntersuchung wurden die EKG-Daten manuell zur weiteren Analyse gespeichert.

Die Schichtausrichtung und alle anderen Akquisitionsparameter blieben zwischen den Aufnahmen unverändert:

- Freie Atmung (normale Aufnahmezeit von ca. 3 Minuten bzw. 192 Herzschlägen)
- Retrospektive EKG-Triggerung
- VENC wurde je nach zu erwartenden Flussgeschwindigkeiten auf 200-550 cm/s eingestellt.
- Schichtdicke 5mm
- TR Repetitionszeit 36,7ms
- TE Echozeit 3.09 ms
- flip-Winkel 30°

Die Nachbearbeitung erfolgte mit post-processing software ARGUS (syngo MultiModality Workspace, Version VE23B, Fa. Siemens). Die Konturen der Aorta wurden manuell in allen Herzphasen definiert. Wie in der Routine üblich erfolgte die klinische Auswertung durch unterschiedliche Untersucher. Die Ergebnisse der Flussmessungen wurden zur weiteren Analyse im Rahmen dieser Studie später verwendet.

3.3 EKG-Analyse

Die Darstellung der Triggerung kann unter anderem mit Hilfe von Vektor-EKG's erfolgen. Dabei werden zwei senkrecht stehende EKG-Projektionen zu einem Vektorkardiogramm (VCG) zusammengefügt. Die dadurch entstandenen Vektorschleifen sind eine 2D-Darstellung der Erregungsausbreitung am Herzen in einer Ebene, siehe Abbildung 2a. Analog zu den Wellen und Zacken im EKG gibt es im VCG P-, QRS- und T-Loops (-Schleifen).

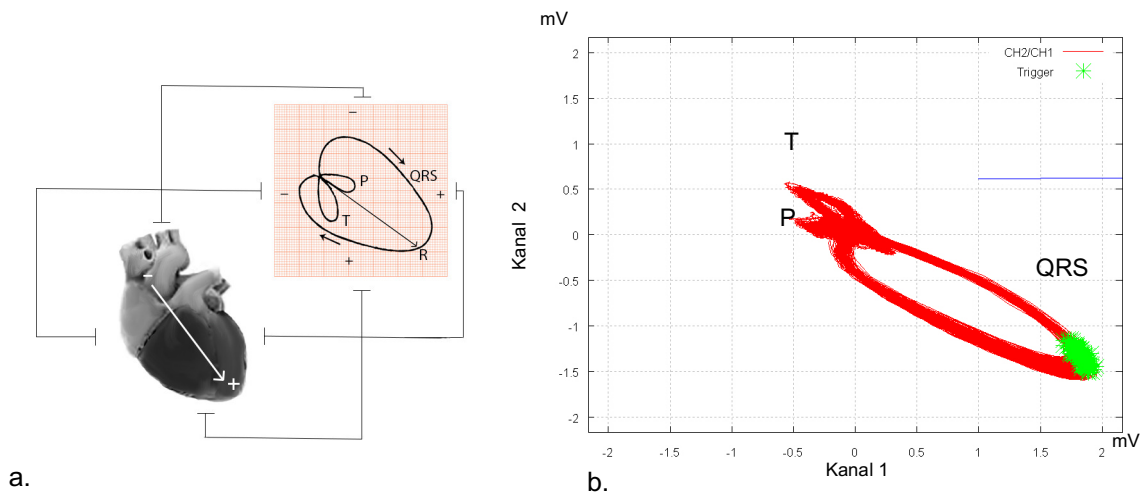


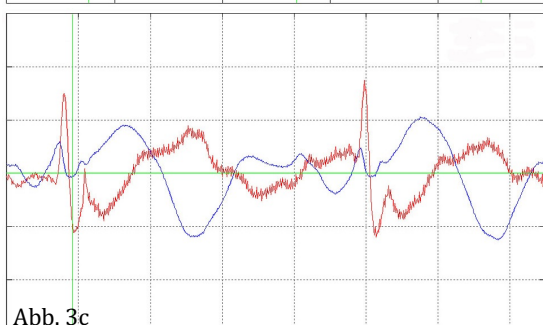
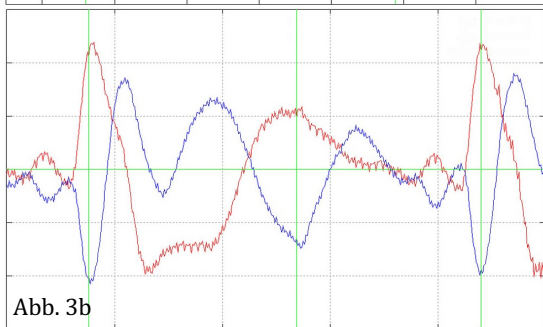
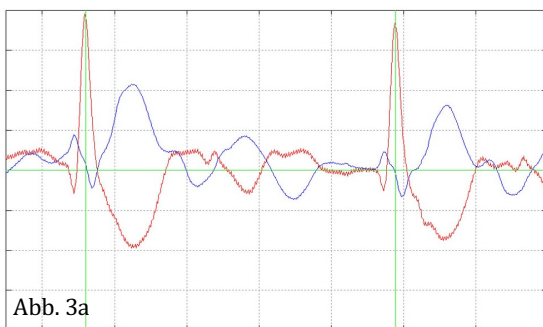
Abb. 2. a: schematische Darstellung eines VCGs
b: reales VCG-Summenbild aus 192 Herzzyklen mit Triggerpunkten auf der Spitze des R-Loops.

Für die Phasenkontrastmessungen im Rahmen dieser Studie wurden standardmäßig 192 Herzzyklen zur Triggerung zu Grunde gelegt. Diese Herzzyklen lassen sich in einem „Summenbild“ im VCG darstellen. Dieses Summenbild erlaubt die Darstellung der Triggerpunkte in Relation zu den einzelnen Loops, siehe Abbildung 2b.

Zur Evaluation der Triggerung muss man mögliche Fehlerquellen kennen und Parameter festlegen, mit denen man die Fehler qualitativ und quantitativ erfassen kann. Potentielle Fehlerquellen sind in erster Linie Fehltriggerungen durch den MH-Effekt aber auch nicht getriggerte QRS-Komplexe. Zudem muss man davon ausgehen das eine ungenaue Triggerung im QRS-Komplex, d.h. nicht genau auf die Spitze der R-Zacke zu einer ungenauen Einordnung der Einzel Fluss Messung in die Herzphase führt und damit zu einer Über- bzw. Unterschätzung des Flusses führen kann. Prinzipiell kann man dabei die EKG Triggerung direkt d.h. am EKG selbst evaluieren bzw. indirekt über die Qualität der resultierenden MRT-Messung beurteilen. Die indirekte Evaluation kommt insbesondere

dann zum Einsatz wenn man z.B. eine nicht EKG basierende Triggerung mit einer EKG basierenden vergleichen will. Hierbei bedient man sich der sogenannten Endokardialen-Grenzlinien-Unschärfe, d.h. je schlechter die Triggerung desto unschärfer wird die Abgrenzung des Endokards zum umliegenden Gewebe sein (Becker 2009). Diese Arbeit stützt sich jedoch auf die direkte Evaluation der EKGs und vergleicht diese mit den entstehenden Abweichungen bei der Flussmessung.

Bei der direkten Evaluation kam in der Literatur bis jetzt vor allem ein Verfahren zum Einsatz, bei dem die Sensitivität (S_n) und Spezifität (S_p) der Triggerung anhand falsch positiver bzw. falsch negativer Triggerung berechnet und daraus ein Performance Index (PI) abgeleitet wurde. Die Berechnung dieser Parameter erfolgt mit unten angegebenen Formeln. (Friesen 1990), (Trahanias 1993), (Fischer 1999), (Chia 2000)



Die Auszählung erfolgte manuell aus den abgeleiteten EKG's, wobei jeder Herzphase nur ein Trigger-Punkt zugeordnet sein durfte. Eine nicht erkannte Herzphase zählte als falsch negativ (fN). Sollten innerhalb einer Herzphase zwei Trigger-Punkte festgestellt worden sein, wurde dies als falsch positiv (fP) gewertet. Die Abbildungen 3 a-c zeigen typische EKG-Abschnitte, anhand die Auszählungen durchgeführt wurden. In Abbildung 3a zeigen sich zwei korrekte Triggerungen (grüne Linien) in der R-Zacke, in 3b zeigt sich eine zusätzliche falsch positive Triggerung innerhalb des Herzzyklus, in 3c wird der zweite Herzzyklus nicht erkannt, somit eine falsch negative Triggerung.

Abb. 3 a-c: Abschnitte von Patienten EKG's zur Auszählung korrekter, falsch positiver und falsch negativer Triggerungen (siehe Text)

Die Berechnung erfolgt dann nach folgenden Formeln:

$$\text{Sensitivität} = \frac{(N - fN)}{N}$$

$$\text{Spezifität} = \frac{(N - fP)}{N}$$

$$\text{Performance Index} = \frac{[N - (fP + fN)]}{N}$$

N = Anzahl der untersuchten Herzschläge; fP = falsch positive; fN = falsch negative

Die Berechnung des Performance Index kann allerdings die Genauigkeit der Triggerung auf die R-Zacke nicht wiedergeben. Um diese Genauigkeit zu beschreiben muss man die Abweichung der einzelnen Trigger-Punkte von der eigentlichen R-Zacke bestimmen. Eine Möglichkeit der Evaluation ist es, über die Ausgabe des EKGs in Form eines VCGs bei dem alle 192 Herzschläge der Messung in einem Bild dargestellt werden. Das Vektorbild ist dann eine Wolke aus 192 einzelnen Schleifen und den dazugehörigen Trigger-Punkten. Da wie im Grundlagenteil beschrieben die Schleifen einem EKG-Abschnitt entsprechen kann man beurteilen ob die Triggerung gut im Bereich der R-Zacke erfolgt ist, oder die Triggerung sehr stark über den QRS-Komplex verteilt ist im Sinne einer starken Streuung. Zudem können auch Fehltriggerungen z.B. durch den magnetohydrodynamischen Effekt auf die T-Welle schnell erkannt werden. Dass heißt, die Vektorbilder werden paarweise randomisiert drei Untersuchern vorgelegt die anhand von vorgegeben Kriterien eine Benotung von 1 - 4 vergeben (Score):

„1“: Sehr gut, geringe Streuung über QRS-Komplexe, keine Fehltriggerung

„2“: Gut, gering bis mäßige Streuung über QRS-Komplexe, keine oder einzelne Fehltriggerung.

„3“: Befriedigend, Fehltriggerungen < 5/192 (3%) und/oder mäßige bis starke Streuung.

„4“: Schlecht, Fehltriggerungen >5/192 (3%) und/oder sehr starke Streuung.

3.4 Analyse der Flussmessung

Ziel der Analyse der Flussmessung ist die Bestimmung von Unterschieden in den Messungen und deren Korrelation mit den erhobenen Daten der EKG-Analyse. Dafür wurden jeweils der antegrade, retrograde und der berechnete Nettofluss in der Aorta ascendens gemessen. Die Analyse erfolgte mittels des Bland-Altman-Diagramms, eine etablierte Methode zur Analyse zweier Messmethoden (Bland 1986). Der Bland-Altman Graph stellt den Unterschied zweier Techniken gegen ihre Mittelwerte in einem Punktdiagramm da. Der Graph lässt sich mit folgender Formel beschreiben, wobei in dieser Arbeit S1 und S2 jeweils den gemessenen Nettoflußraten (ml) mit der neuen bzw. alten Triggerung entsprechen:

$$S(x, y) = \left(\frac{(S1 + S2)}{2}, S1 - S2 \right)$$

Um die Interpretation zu erleichtern werden üblicherweise zusätzlich drei Hilfslinien eingezeichnet. Linie 2 und 3 bezeichnen dabei „limits of agreement“ und damit den Übereinstimmungsgrenzen:

1. *MW der Differenz aller Messungen*
2. *MW der Differenz aller Messungen + 1,96 * SD der Differenz*
3. *MW der Differenz aller Messungen – 1,96 * SD der Differenz*

(MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung)

Um die Unterschiede insbesondere im Hinblick auf die Einzelmessungen und evtl. klinisch relevanter Abweichungen hervorzuheben wurde zudem Prozentlinien eingefügt (Knesewitsch 2013):

1. *+ 5% vom MW der zwei Messungen = $+0,05 * \frac{(S1+S2)}{2}$*
2. *– 5% vom MW der zwei Messungen = $-0,05 * \frac{(S1+S2)}{2}$*
3. *+ 10% vom MW der zwei Messungen = $+0,1 * \frac{(S1+S2)}{2}$*
4. *– 10% vom MW der zwei Messungen = $-0,1 * \frac{(S1+S2)}{2}$*

3.5 Analyse der Herzfrequenz

Die Güte der Flussmessung hängt von der Konstanz der Dauer der Herzzyklen ab. Als Maß hierfür untersuchten wir die Standardabweichung (SD) des RR-Intervalls. Beeinflusst wird diese einerseits durch die (Ar)rhythmie des Patienten und andererseits durch die Güte der Triggerung. Es wurde zunächst postuliert, dass unter gleichen Untersuchungsbedingungen von einem weitgehend konstanten Herzrhythmus ausgegangen werden kann. Wesentliche Änderungen der SD und damit der Flussmessungen sollten daher auf eine (fehlerhafte) Triggerung zurückzuführen sein. Die Ergebnisse der Flussmessungen wurden mit den Standardabweichungen der RR-Intervalle korreliert.

4. Ergebnisse

4.1 Vektorkardiogramme

Die Ergebnisse der VCG's der 35 Patienten sind in den Abbildungen 4 - 38 dargestellt.

Legende zu den Abbildungen:

V-1: „alter“ Algorithmus

V-2: „neuer“ Algorithmus

U1, U2, U3: Score der drei Untersucher

D: mittlerer Score

HF/min: mittlere Herzfrequenz

SD (%): Standardabweichung der Herzfrequenz

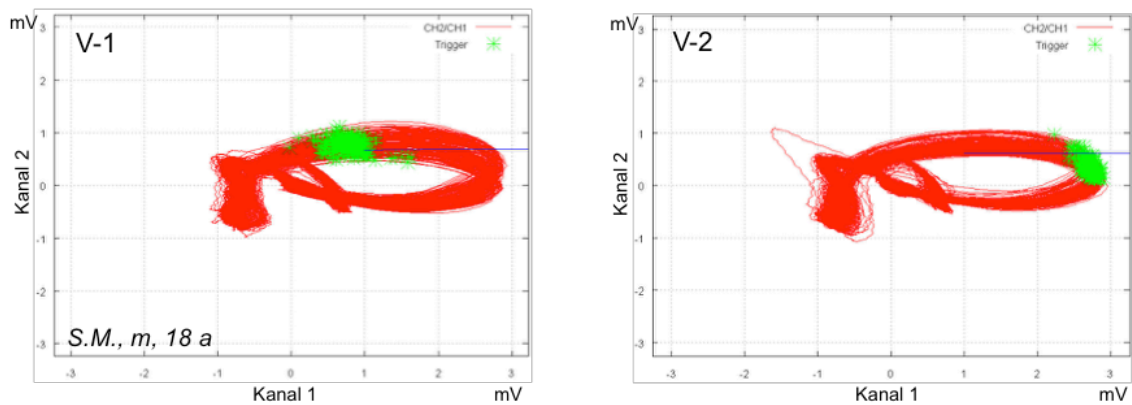
N(HZ): Anzahl der akquirierten Herzzyklen

F+, F-: überschüssige bzw. fehlende Triggerpunkte

Fluss: Blutfluss (ml)

Diff (%): $\{(Fluss_{V-2} - Fluss_{V-1}) / Fluss_{V-2}\} * 100$

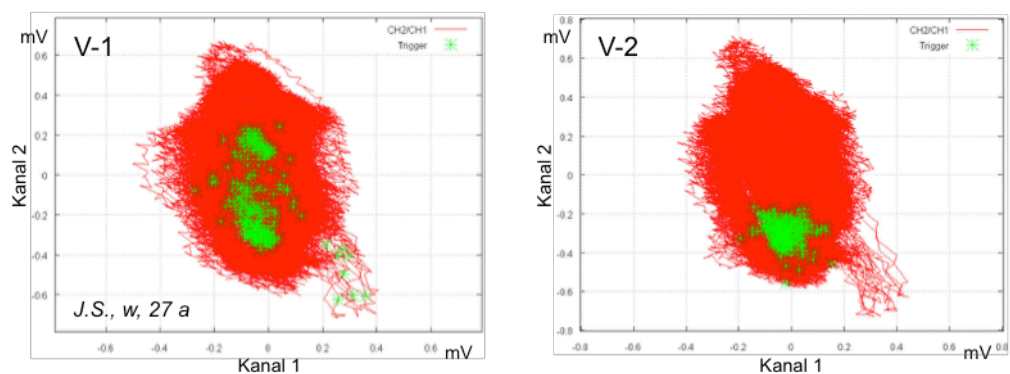
Abb. 4: Patient S.M., m, 18 a



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N (HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	3	3	2	2,7	91	3	194	+0	-0	87	
V-2	2	2	1	1,7	88	4	188	+0	-0	90	3,3

Bei diesem Patienten findet sich in beiden Verfahren eine homogene Erregungsausbreitung mit einem deutlichen R-Loop. Beide Verfahren identifizieren im wesentlichen die R-Zacke korrekt, wobei V-2 die Spitze der R-Zacke als Triggerpunkt genauer erkennt. Dies spiegelt sich auch in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider (Score 2,7 vs. 1,7). In der Auswertung des EKG's fanden sich keine fehlenden oder überzähligen Triggerpunkte. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war bei beiden Verfahren mit 4% bzw. 3% gering, bzgl. der Flussmessung ergab sich eine geringe Differenz von 3,3%.

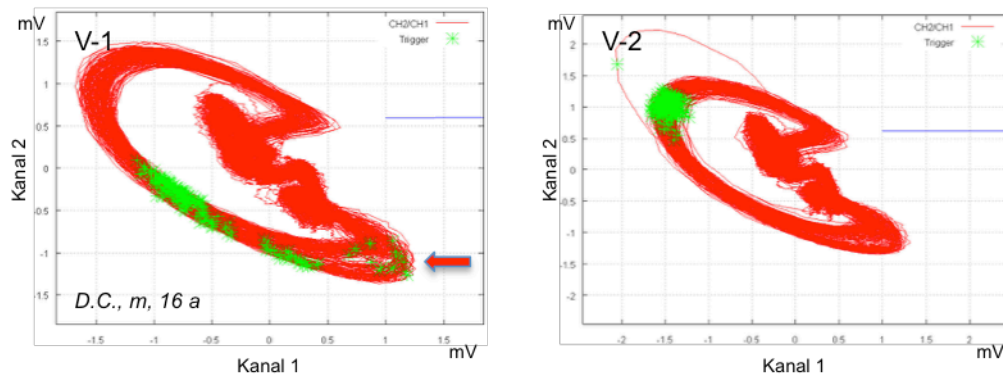
Abb. 5: Patient J.S., w, 27 a:



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N (HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	4	4	4	4,0	64	22	194	+5	-11	72	
V-2	1	1	2	1,3	64	16	193	+0	-7	76	5,3

Bei diesem Patienten zeigt sich eine deutlich inhomogene Erregungsausbreitung ohne Erkennbarkeit der Loops. V-2 definiert jedoch offensichtlich die Triggerpunkte deutlich konstanter an einem Punkt im EKG. Dies spiegelt sich auch in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider (Score 4,0 vs. 1,3). Auf Grund der Komplexität des EKG's fanden sich in beiden Verfahren fehlende und überzählige Triggerpunkte, wobei V-2 diesbezüglich etwas bessere Ergebnisse lieferte. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war bei beiden Verfahren mit 16% bzw. 22% dementsprechend groß. Bei der Flussmessung ergab sich eine Differenz von 5,3%.

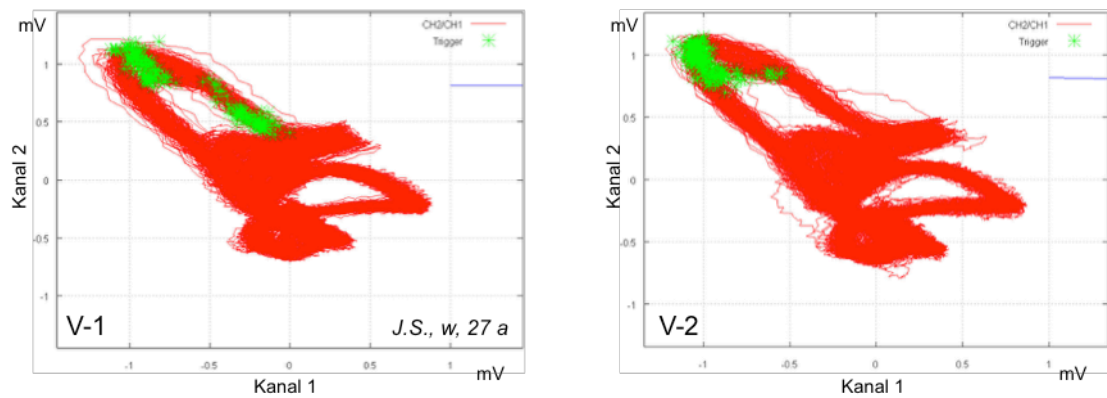
Abb. 6: Patient D.C., m, 16 a:



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N (HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	4	4	4	4,0	101	3	194	+0	-0	55	
V-2	1	1	1	1,0	100	3	193	+0	-0	58	5,2

Bei diesem Patienten zeigt sich in beiden Verfahren eine homogene Erregungsausbreitung mit einem deutlichen R-Loop. V-2 identifiziert im wesentlichen die R-Zacke als Triggerpunkt korrekt. V-1 weist eine wesentlich größere Streuung der Triggerpunkte im R-Loop auf, wobei durchaus auch Fehltriggerungen in einem anderen EKG-Loop möglich sind (Pfeil). Dies spiegelt sich auch in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider (Score 4,0 vs 1,0). In der Auswertung des EKG's fanden sich keine fehlenden oder überzähligen Triggerpunkte. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war bei beiden Verfahren mit 3% gering, bzgl. der Flussmessung ergab sich eine Differenz von 5,2%.

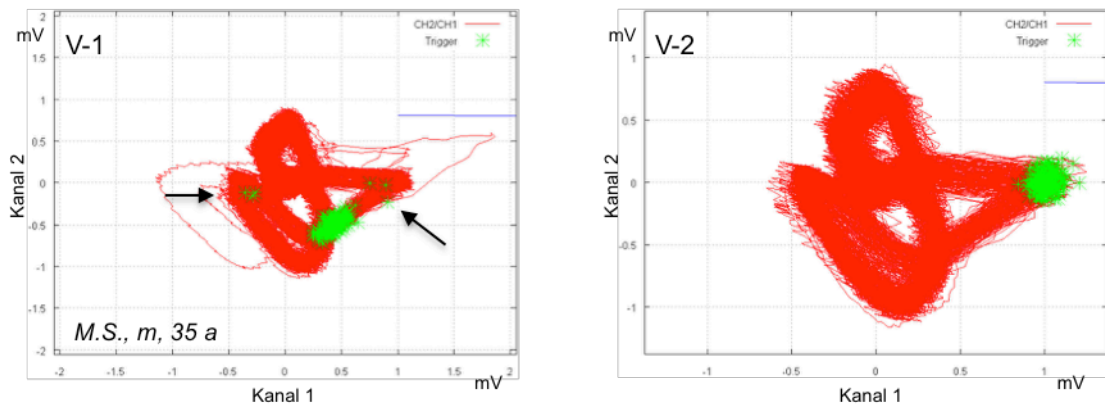
Abb. 7: Patient J.S., w, 27 a



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N (HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	4	4	4	4,0	77	4	193	+0	-0	71	
V-2	3	2	2	2,3	77	3	193	+0	-0	63	-12,7

Es findet sich bei dieser Patientin eine homogene Erregungsausbreitung mit erschwelter Differenzierbarkeit bei teilweise geringen Spannungsunterschieden der Loops. V-2 definiert jedoch offensichtlich die Triggerpunkte deutlich konstanter an einem Punkt im EKG. V-1 triggert schwerpunktmäßig an zwei verschiedenen Zeitpunkten des R-Loops. Dies spiegelt sich auch in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider (Score 4,0 vs. 2,3). In der Auswertung des EKG's fanden sich keine fehlenden oder überzähligen Triggerpunkte. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war bei beiden Verfahren mit 3% bzw. 4% gering. Bei der Flussmessung ergab sich eine hohe Differenz von 12,7 %.

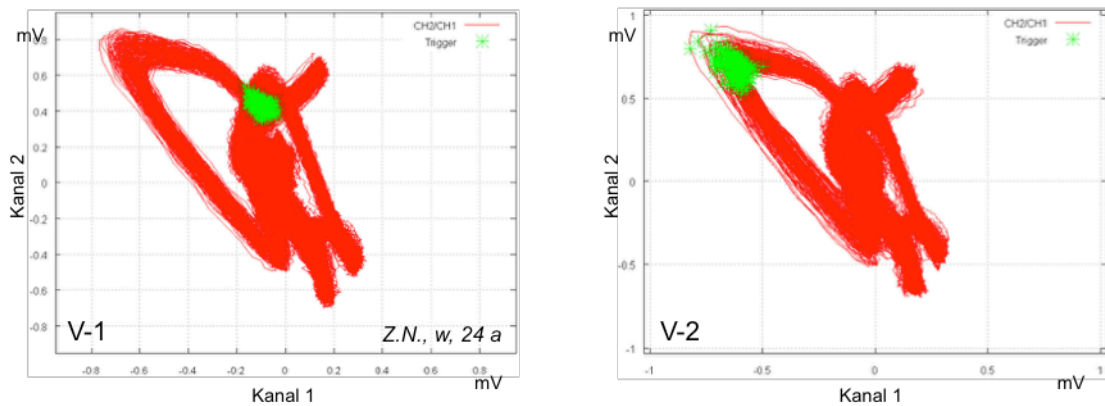
Abb. 8: Patient M.S., m, 35 a



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N (HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	4	2	3	3,3	76	3	194	+0	-0	58	
V-2	1	1	1	1,0	75	4	193	+0	-0	69	15,9

Es zeigt sich eine homogene Erregungsausbreitung mit erschwerter Differenzierbarkeit bei teilweise geringen Spannungsunterschieden der Loops. V-2 definiert jedoch offensichtlich die Triggerpunkte deutlich konstanter an einem Punkt im EKG. V-1 zeigt jedoch einige Fehltriggerungen in andere EKG-Loops (s. Pfeile), wobei bei diesem Vektorbild jedoch zusätzlich zu bedenken ist, dass in der Haupttriggerwolke eine Überschneidung zweier EKG-Loops vorliegt, so dass eine völlig falsche zeitliche Zuordnung der Triggerpunkte nicht auszuschließen ist. Dies spiegelt sich in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider (Score: 3,3 vs. 1,0). In der Auswertung des EKG's fanden sich keine fehlenden oder überzähligen Triggerpunkte. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war bei beiden Verfahren mit 3% bzw. 4% gering. Die Flussmessung ergab eine hohe Differenz von 15,9 %.

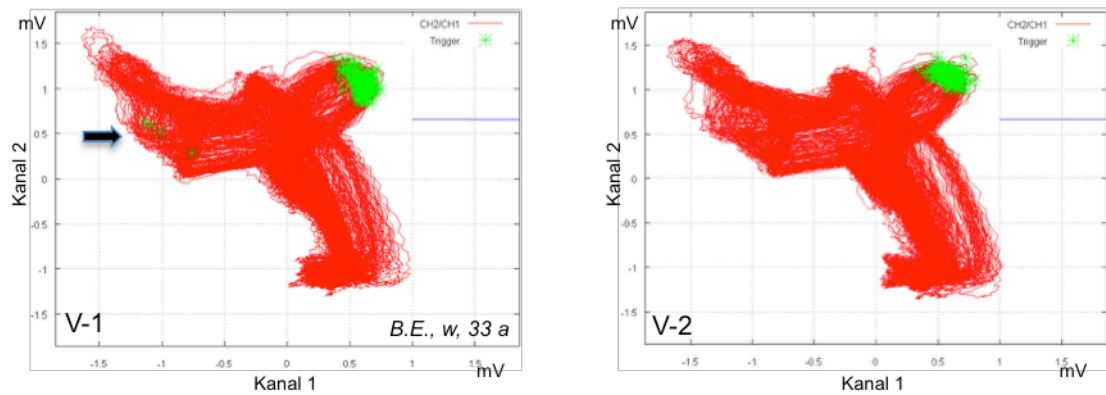
Abb. 9: Patient Z.N., w, 24 a:



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N (HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	1	1	1	1,0	61	3	193	+0	-0	68	
V-2	1	2	2	1,7	59	4	194	+0	-0	66	-3,0

Beide Verfahren zeigen eine homogene Erregungsausbreitung mit einem deutlichen R-Loop. V-2 identifiziert im wesentlichen die Spitze der R-Zacke als Triggerpunkt korrekt, während V-1 offensichtlich einen anderen Punkt im Vektordiagramm als Triggerpunkt definiert. Bei insgesamt genauer Triggerung in beiden Verfahren unterscheidet sich der visuelle Bewertungs-Score der drei Untersucher nur gering (1,0 vs. 1,7). In der Auswertung des EKG's fanden sich keine fehlenden oder überzähligen Triggerpunkte. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war bei beiden Verfahren mit 3% bzw. 4% gering, bzgl. der Flussmessung ergab sich eine geringe Differenz von 3,0%.

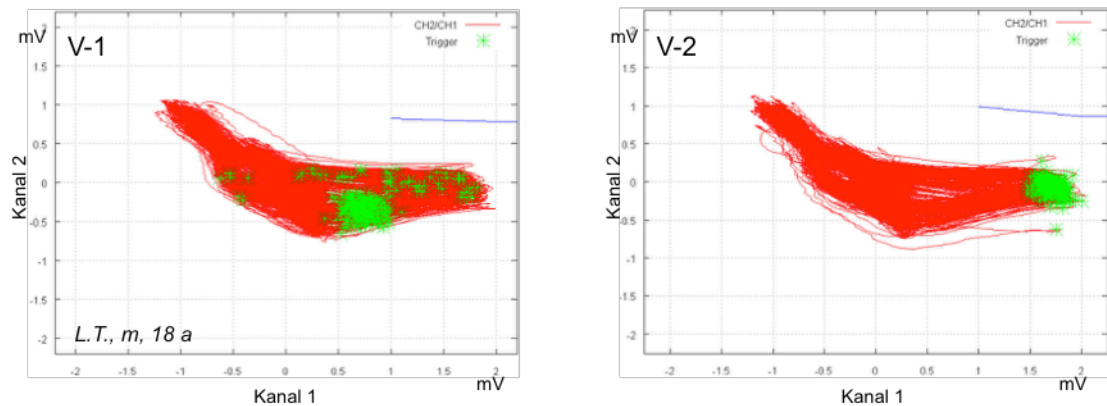
Abb. 10: Patient B.E., w, 33 a:



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N (HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	1	2	3	2,0	93	3	194	+0	-0	79	
V-2	1	1	1	1,0	90	2	194	+0	-0	84	6,0

Bei dieser Patientin ist eine eindeutige Identifizierung des R-Loops nicht möglich. Beide Verfahren definieren den Triggerpunkt überwiegend im selben Bereich des Vektordiagramms mit wenigen Fehltriggerungen im V-1 (Pfeil). Der visuelle Bewertungs-Score der drei Untersucher unterscheidet sich nur gering (2,0 vs. 1,0). In der Auswertung des EKG's fanden sich keine fehlenden oder überzähligen Triggerpunkte. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war bei beiden Verfahren mit 3% bzw. 2% gering, bzgl. der Flussmessung ergab sich eine Differenz von 6,0%.

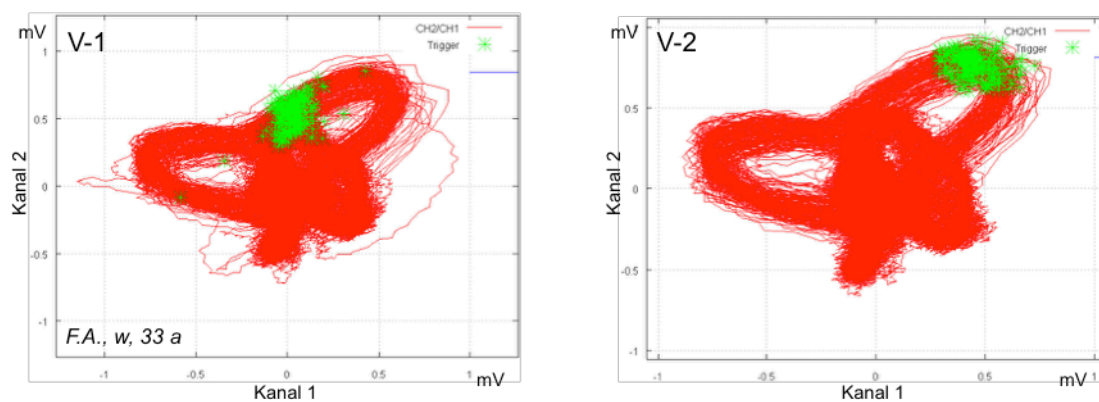
Abb. 11: Patient L.T., m, 18 a



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N (HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	4	4	4	4,0	68	16	194	+0	-0	101	
V-2	1	1	1	1	68	11	193	+0	-4	100	< 1

Auch bei diesem Patienten ist eine eindeutige Identifizierung des R-Loops nicht möglich. V-2 definiert die Triggerpunkte überwiegend in einem umschriebenen Bereich des Vektordiagramms. V-1 zeigt eine wesentlich größere Streuung der Triggerpunkte. Dies spiegelt sich im visuellen Bewertungs-Score der drei Untersucher (4,0 vs. 1,0). In der Auswertung des EKG's fanden sich keine fehlenden oder überzähligen Triggerpunkte in V-2, jedoch 4 fehlende in V-1. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war bei beiden Verfahren mit 16% bzw. 11% hoch, bzgl. der Flussmessung ergab sich eine geringe Differenz von < 1%.

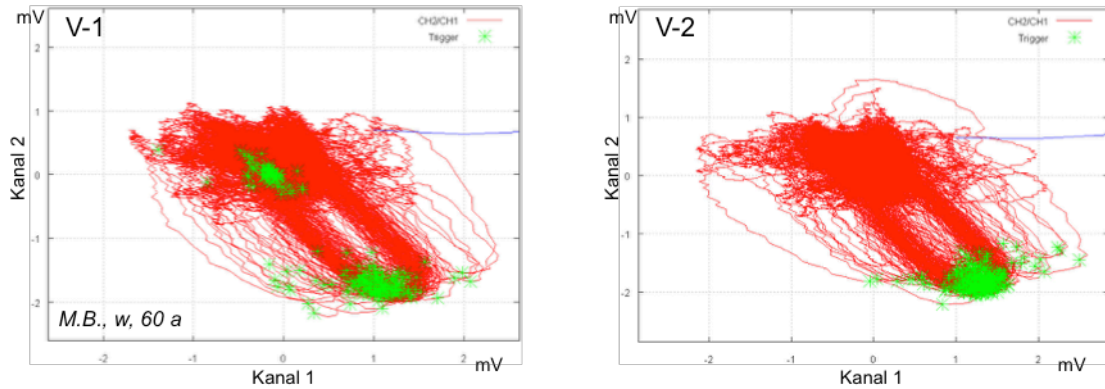
Abb. 12: Patient F.A., w, 33a



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N (HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	2	3	3	2,7	72	1	194	+0	-0	84	
V-2	2	1	2	1,7	72	1	193	+0	-0	83	-1,2

Es zeigt sich eine homogene Erregungsausbreitung mit erschwerter Differenzierbarkeit bei teilweise geringen Spannungsunterschieden der Loops. V-2 definiert jedoch offensichtlich die Triggerpunkte deutlich konstanter an einem Punkt im VCG. V-1 zeigt jedoch einige Fehltriggerungen in anderen Bereichen, wobei bei diesem Vektorbild jedoch zusätzlich zu bedenken ist, dass in der Haupttriggerwolke eine Überschneidung zweier EKG-Loops vorliegt, so dass eine völlig falsche zeitliche Zuordnung der Triggerpunkte nicht auszuschließen ist. Dies spiegelt sich in der visuellen Bewertung der drei Untersucher jedoch nur gering wider (Score: 2,7 vs. 1,7). In der Auswertung des EKG's fanden sich keine fehlenden oder überzähligen Triggerpunkte. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war bei beiden Verfahren mit 1% gering. Die Flussmessung ergab eine geringe Differenz von 1,2 %.

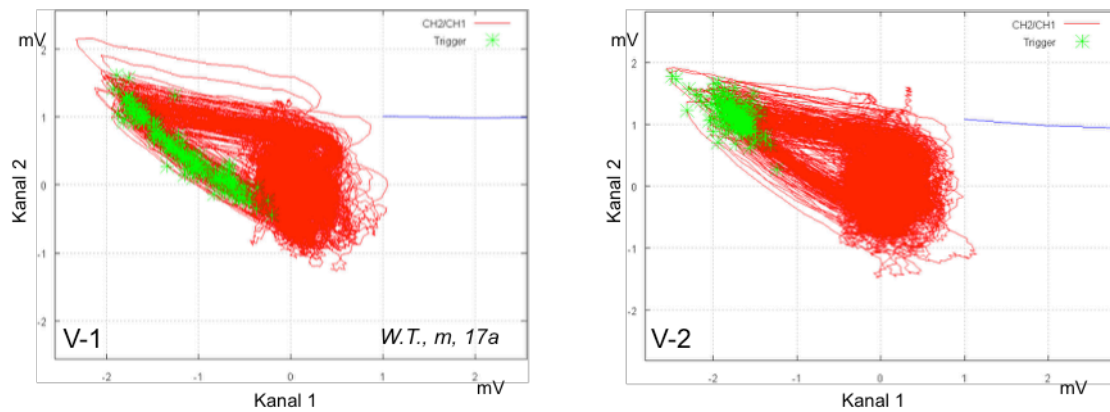
Abb. 13: Patient M.B., w, 60 a:



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N (HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	4	4	4	4,0	88	16	193	+0	-2	74	
V-2	2	1	2	1,7	89	19	195	+0	-3	87	14,9

Bei dieser Patientin zeigt sich eine inhomogene Erregungsausbreitung mit mutmaßlicher Darstellung der R-Loops. V-2 definiert die Triggerpunkte überwiegend korrekt in die Spitzen dieser Loops. Im V-1 finden sich gehäuft Fehltriggerungen in anderen Bereichen des VCG's. Dies spiegelt sich auch in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider (Score 4,0 vs. 1,7). Auf Grund der Komplexität des EKG's fanden sich in beiden Verfahren fehlende Triggerpunkte. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war bei beiden Verfahren mit 16% bzw. 19% dementsprechend groß. Die Flussmessung ergab eine hohe Differenz von 14,9%.

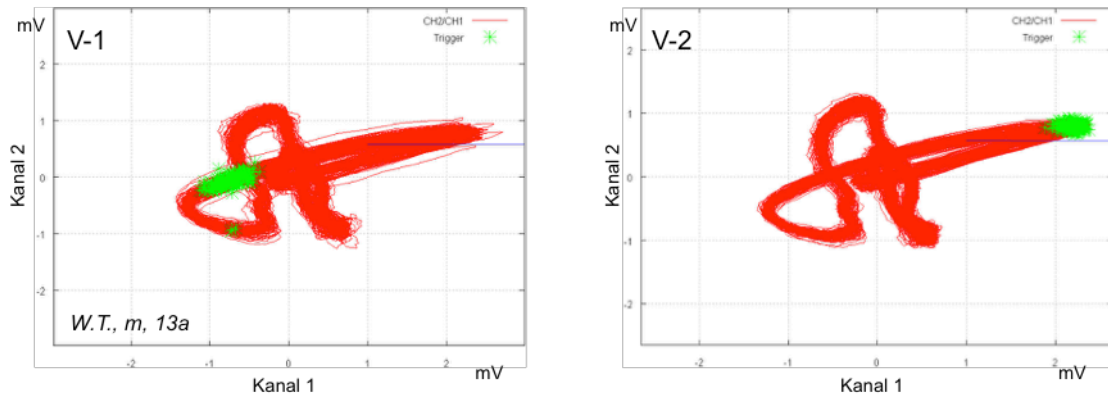
Abb. 14: Patient W.T., m, 17a:



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N (HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	4	4	4	4,0	62	6	193	+0	-0	77	
V-2	3	2	3	2,7	60	8	193	+0	-0	78	1,3

Die Abbildung zeigt bei diesem Patienten eine mutmaßliche Darstellung der R-Loops. V-2 lokalisiert die Triggerpunkte überwiegend in die Spitze dieser Loops, V-1 zeigt eine wesentlich größere Streuung der Triggerpunkte. Dies spiegelt sich auch in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider (Score 4,0 vs. 2,7). In der Auswertung des EKG's fanden sich keine fehlenden oder überzähligen Triggerpunkte. Die Standardabweichung der Herzfrequenz lag bei 6% bzw. 8%, bzgl. der Flussmessung ergab sich eine geringe Differenz von 1,3%.

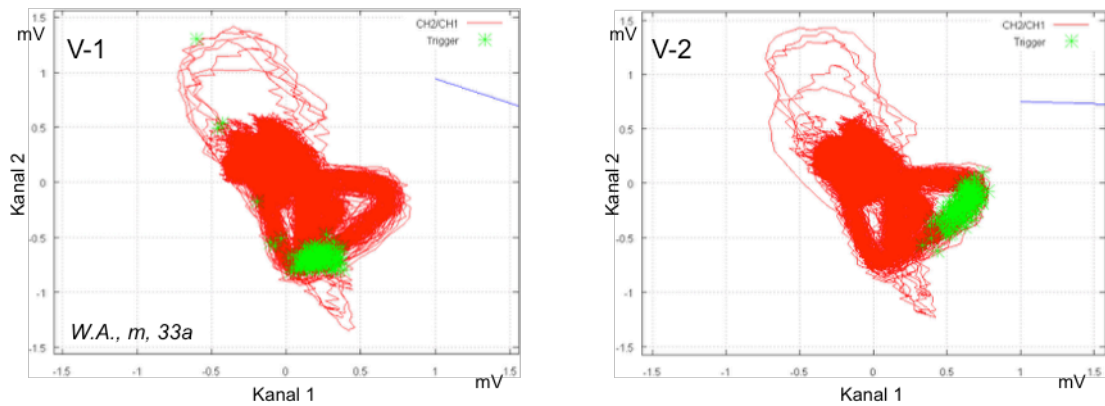
Abb. 15: Patient W.T., m, 13a



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N(HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	3	3	3	3,0	105	2	193	+0	-0	36	
V-2	1	1	1	1,0	104	1	193	+0	-0	36	0

Die Abbildung zeigt bei diesem Patienten in beiden Verfahren eine homogene Erregungsausbreitung mit einem deutlichen R-Loop. V-2 triggert in die Spitze der R-Zacke, während V-1 überwiegend in einen anderen Bereich des VCG's triggert, wobei durch Überlagerung zweier Loops eine Fehltriggerung nicht auszuschließen ist. Dies spiegelt sich auch in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider (Score 3,0 vs. 1,0). In der Auswertung des EKG's fanden sich keine fehlenden oder überzähligen Triggerpunkte. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war bei beiden Verfahren mit 2% bzw. 1% gering, bzgl. der Flussmessung ergab sich keine Differenz.

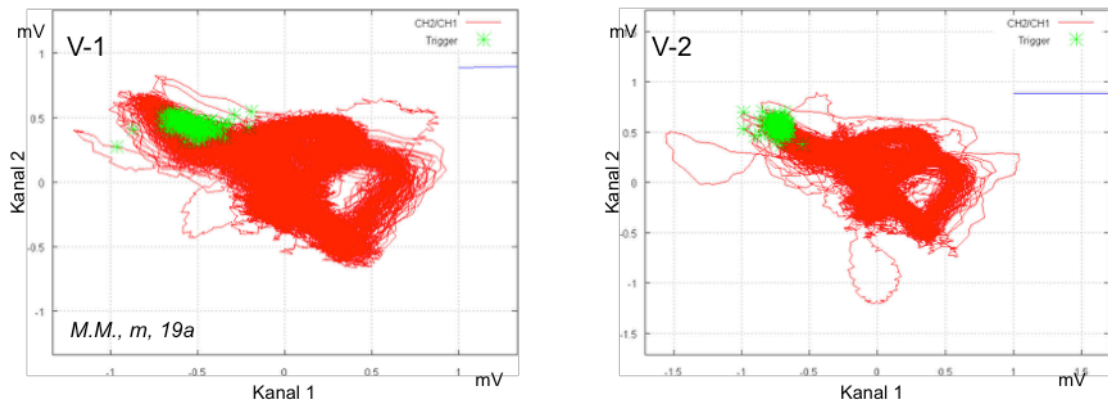
Abb. 16: Patient W.A., m, 33a



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N(HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	4	4	4	4,0	88	10	192	+0	-0	78	
V-2	3	2	2	2,3	87	16	193	+0	-0	70	-11,4

Die Abbildung zeigt bei diesem Patienten in beiden Verfahren eine inhomogene Erregungsausbreitung bei nur geringen Amplitudenunterschieden der einzelnen Loops, dadurch erschwerte Identifizierbarkeit der Loops. V-2 lokalisiert die Triggerpunkte überwiegend in einen Bereich des mutmaßlichen R-Loops. V-1 weist einige Fehltriggerungen in andere Bereiche des VCG's auf. Dies spiegelt sich auch in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider (Score 4,0 vs. 2,3). In der Auswertung des EKG's fanden sich keine fehlenden oder überzähligen Triggerpunkte. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war bei beiden Verfahren mit 10% bzw. 16% hoch, bzgl. der Flussmessung ergab sich eine hohe Differenz von 11,4%.

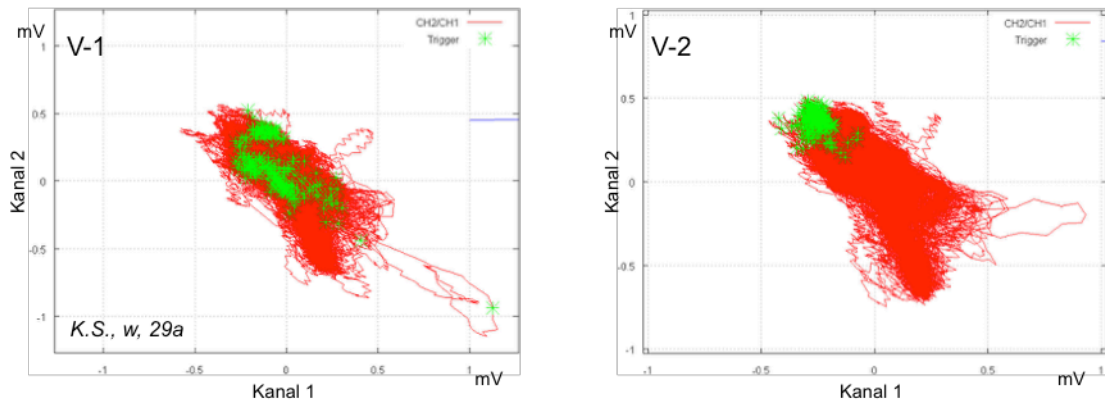
Abb. 17: Patient M. M., m, 19a



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N(HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	3	3	2	2,7	71	8	193	+0	-0	94	
V-2	1	1	1	1,0	73	8	194	+0	-1	90	-4,4

Die Abbildung zeigt bei diesem Patienten in beiden Verfahren eine inhomogene Erregungsausbreitung bei nur geringen Amplitudenunterschieden der einzelnen Loops, dadurch erschwerte Identifizierbarkeit der Loops. Trotzdem triggert V-2 überwiegend in die Spitze eines Loops, V-1 triggert zwar ebenfalls überwiegend in einen Schenkel des gleichen Loops, jedoch mit deutlich größerer Streuung. Dies spiegelt sich auch in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider (Score 2,7 vs. 1,0). Bei der Auswertung des EKG's fand sich bei V-2 ein fehlender Triggerpunkt. Die Standardabweichung der Herzfrequenz lag bei 8%, bzgl. der Flussmessung ergab sich eine geringe Differenz von 4,4%.

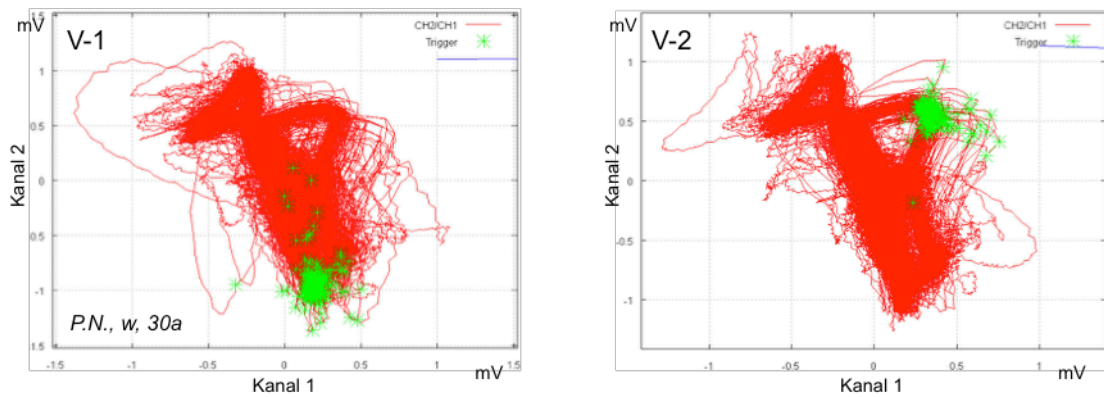
Abb. 18: Patient K.S., w, 29a:



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N(HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	4	4	4	4,0	72	32	194	+6	-9	72	
V-2	2	2	2	2,0	72	5	194	+0	-0	66	-9,1

Bei dieser Patientin ist eine Identifizierbarkeit der Loops praktisch nicht möglich. V-2 gelingt eine Triggerung in einem umschriebenen Bereich des VCG's. Die Komplexität des zugrunde liegenden EKG's zeigt sich in der Verteilung der Triggerpunkte über alle Bereiche des VCG's sowie im Nachweis von 6 überzähligen bzw. 9 fehlenden Triggerpunkte in V-1. Dies spiegelt sich auch in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider (Score 4,0 vs. 2,0). Die Standardabweichung der Herzfrequenz war in V-2 mit 5% gering, in V-1 mit 32% sehr hoch. Bzgl. der Flussmessung ergab sich eine hohe Differenz von 9,1%.

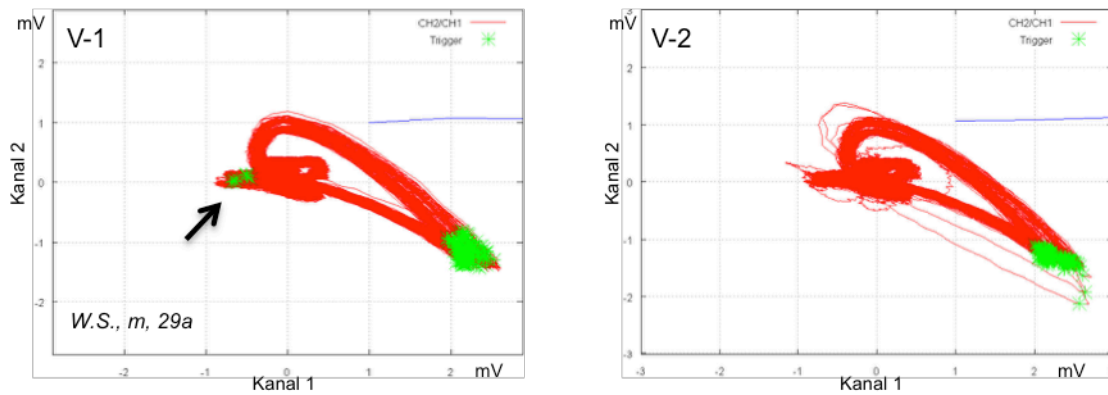
Abb. 19: Patient P.N., w., 30a:



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N(HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	3	3	4	3,3	55	8	192	+0	-0	66	
V-2	2	1	3	2,0	55	5	194	+0	-0	65	-1,5

Auch bei dieser Patientin ist eine Identifizierbarkeit der Loops nur schwer möglich. V-2 gelingt eine deutlich bessere Triggerung in einem umschriebenen Bereich des VCG's, während V-1 eine wesentlich größere Streuung der Triggerpunkte im VCG aufweist. Dies spiegelt sich auch in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider (Score 3,3 vs. 2,0). In beiden Verfahren kein Nachweis von fehlenden oder überschüssigen Triggerpunkten. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war in V-2 mit 5% gering, in V-1 mit 8% mäßig höher. Bzgl. der Flussmessung ergab sich eine geringe Differenz von 1,5%.

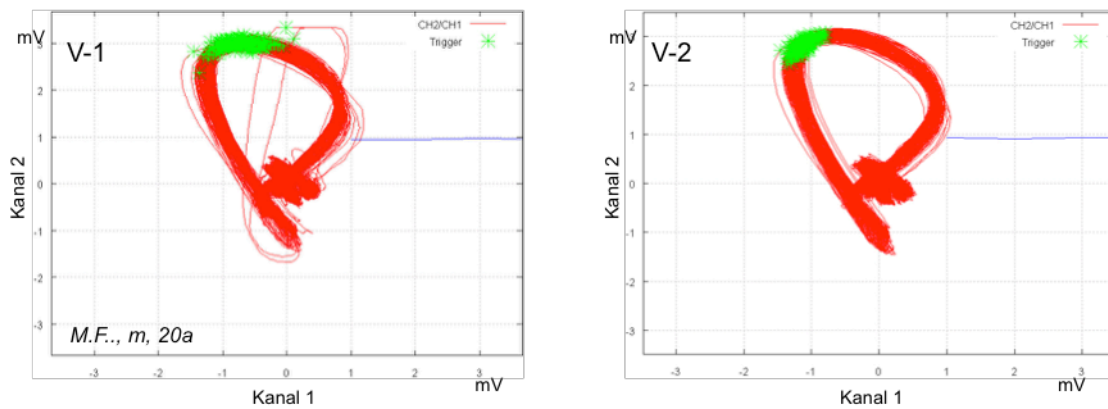
Abb. 20: Patient W.S., m, 29a:



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N(HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	4	4	4	4,0	55	3	214	+0	-0	101	
V-2	2	1	2	1,7	55	4	215	+0	-0	103	1,9

Die Abbildung zeigt bei diesem Patienten in beiden Verfahren eine homogene Erregungsausbreitung mit einem deutlichen R-Loop. Beide Verfahren triggern korrekt auf die Spitze der R-Zacke, allerdings weist V-1 einige Fehltriggerungen in einen anderen Loop auf (Pfeil), dies führt zu der schlechteren Bewertung der drei Untersucher (Score 4,0 vs. 1,7). In der Auswertung des EKG's fanden sich keine fehlenden oder überzähligen Triggerpunkte. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war bei beiden Verfahren mit 3% bzw. 4% gering, bzgl. der Flussmessung ergab sich eine geringe Differenz von 1,9%.

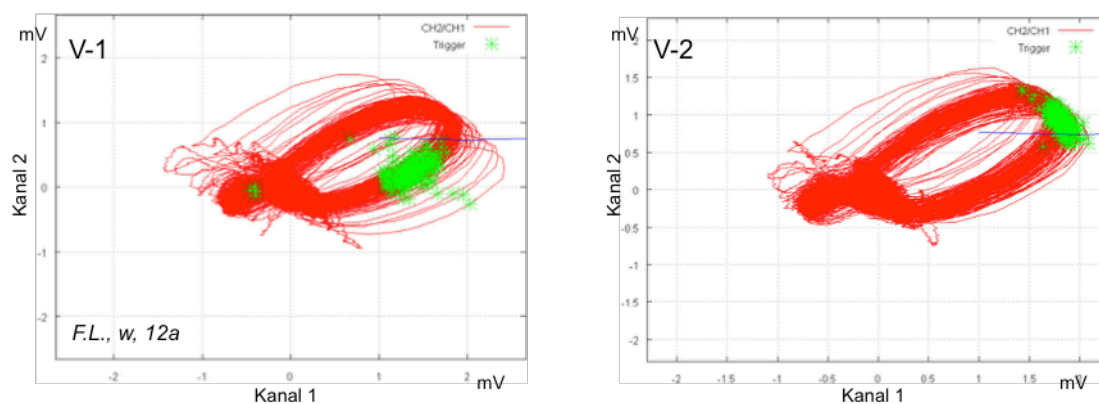
Abb. 21: Patient M.F., m, 20a:



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N(HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	3	2	2	2,3	62	6	193	+0	-0	75	
V-2	1	1	1	1,0	62	3	194	+0	-0	73	-2,7

Die Abbildung zeigt bei diesem Patienten in beiden Verfahren eine homogene Erregungsausbreitung mit einem deutlichen R-Loop. Beide Verfahren identifizieren im wesentlichen die R-Zacke korrekt, wobei V-1 eine etwas größere Streuung der Triggerpunkte über der Spitze der R-Zacke aufweist. Dies spiegelt sich auch in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider (Score 2,3 vs. 1,0). In der Auswertung des EKG's fanden sich keine fehlenden oder überzähligen Triggerpunkte. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war bei beiden Verfahren mit 6% bzw. 3% gering, bzgl. der Flussmessung ergab sich eine geringe Differenz von 2,7%.

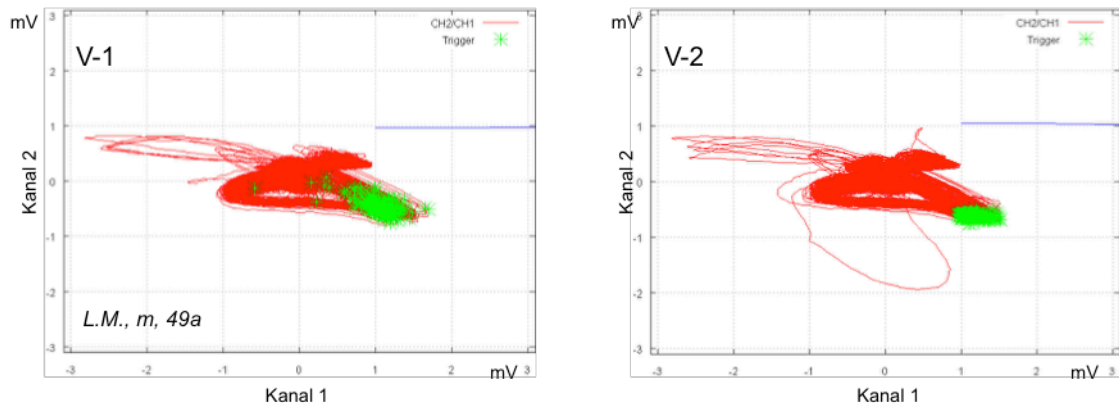
Abb. 22: Patient F.L., w, 12a:



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N(HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	3	3	4	3,3	82	11	193	+0	-0	87	
V-2	1	1	42	1,3	82	6	193	+0	-0	85	-2,4

Die Abbildung zeigt bei dieser Patientin in beiden Verfahren eine homogene Erregungsausbreitung mit einem deutlichen R-Loop. Beide Verfahren identifizieren im wesentlichen die R-Zacke korrekt, wobei V-2 die Spitze der R-Zacke als Triggerpunkt genauer erkennt, V-1 triggert etwas verstreuter im R-Loop vereinzelt aber auch in andere Bereiche des VCG's. Dies spiegelt sich auch in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider (Score 3,3 vs. 1,3). In der Auswertung des EKG's fanden sich keine fehlenden oder überzähligen Triggerpunkte. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war bei V-2 bei 6%, bei V-1 bei 11%, bzgl. der Flussmessung ergab sich eine geringe Differenz von 2,4%.

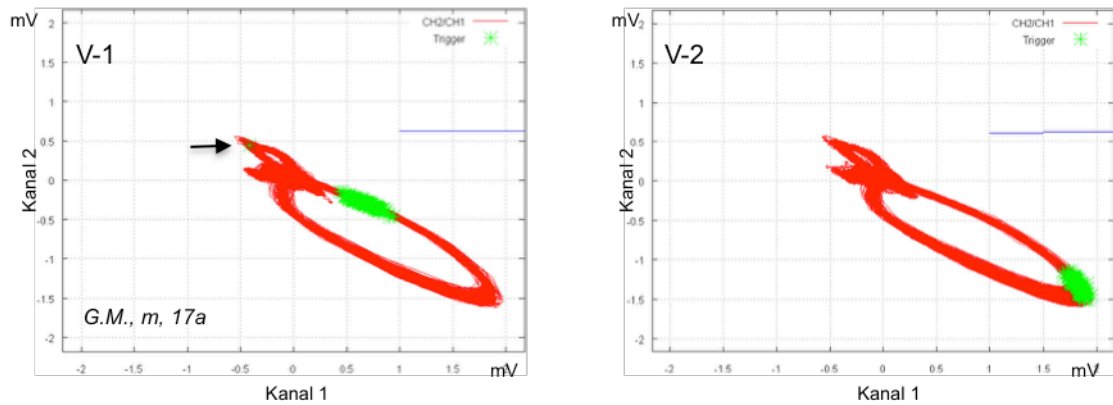
Abb. 23: Patient L.M., m, 49a:



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N(HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	4	4	4	4,0	60	31	193	+0	-18	98	
V-2	1	1	1	1,0	64	13	193	+0	-0	83	-18,1

Die Abbildung zeigt bei diesem Patienten in beiden Verfahren eine homogene Erregungsausbreitung, allerdings bei etwas erschwelter Differenzierbarkeit der einzelnen Loops. Beide Verfahren identifizieren im wesentlichen die R-Zacke korrekt, wobei V-2 die Spitze der R-Zacke als Triggerpunkt genauer erkennt. Dies spiegelt sich auch in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider (Score 4,0 vs. 1,0). In der Auswertung des EKG's fanden sich keine fehlenden oder überzähligen Triggerpunkte in V-2, in V-1 fehlten 18 Triggerpunkte. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war bei beiden Verfahren mit 31% bzw. 13% hoch, bzgl. der Flussmessung ergab sich eine deutliche Differenz von 18,1%.

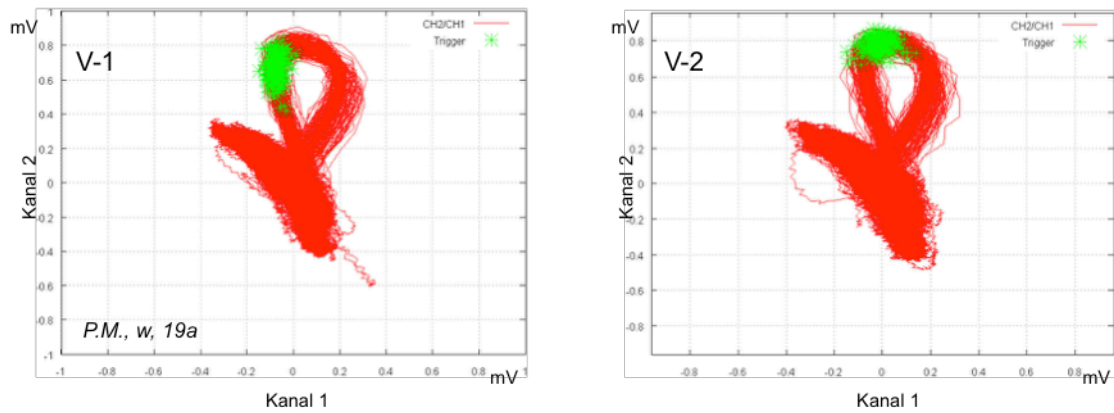
Abb. 24: Patient G.M., m, 17a:



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N(HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	2	2	3	2,3	99	1	193	+0	-0	59	
V-2	1	1	1	1,0	100	1	194	+0	-0	61	3,3

Die Abbildung zeigt bei diesem Patienten in beiden Verfahren eine homogene Erregungsausbreitung mit einem deutlichen R-Loop. Beide Verfahren identifizieren im wesentlichen die R-Zacke korrekt, wobei die V-2 die Spitze der R-Zacke als Triggerpunkt genauer erkennt. V-1 triggert überwiegend in einen anderen Schenkel der R-Schleife, zusätzlich findet sich ein anderer Triggerpunkt in einem anderen Loop (Pfeil). Dies spiegelt sich auch in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider (Score 2,3 vs. 1,0). In der Auswertung des EKG's fanden sich keine fehlenden oder überzähligen Triggerpunkte. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war bei beiden Verfahren mit 1% gering, bzgl. der Flussmessung ergab sich eine geringe Differenz von 3,3%.

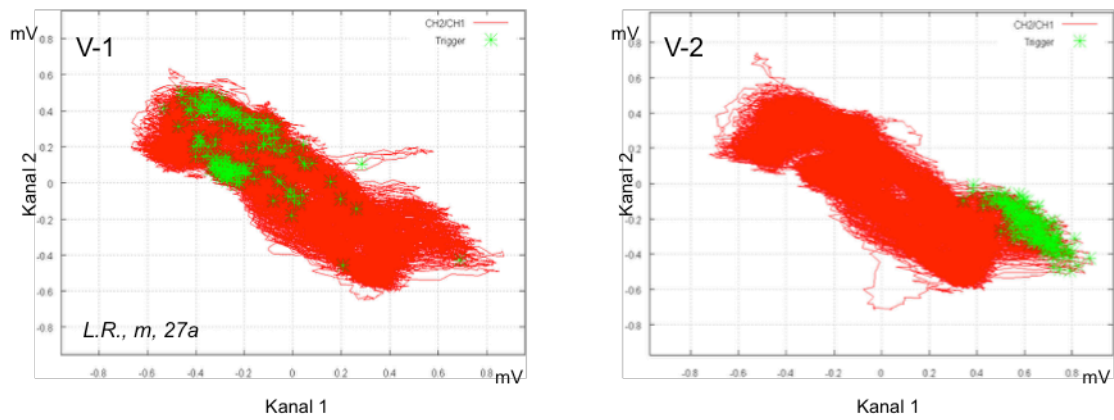
Abb. 25: Patient P.M., w, 19a:



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N(HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	1	1	2	1,3	59	4	194	+0	-0	64	
V-2	1	1	2	1,3	58	3	194	+0	-0	66	3,0

Beide Verfahren zeigen bei dieser Patientin eine homogene Erregungsausbreitung mit einem deutlichen R-Loop. Beide Verfahren identifizieren im wesentlichen die R-Zacke korrekt und wurden von den Untersuchern mit Score 1,3 bewertet. In der Auswertung des EKG's fanden sich keine fehlenden oder überzähligen Triggerpunkte. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war bei beiden Verfahren mit 4% bzw. 3% gering, bzgl. der Flussmessung ergab sich eine geringe Differenz von 3,0%.

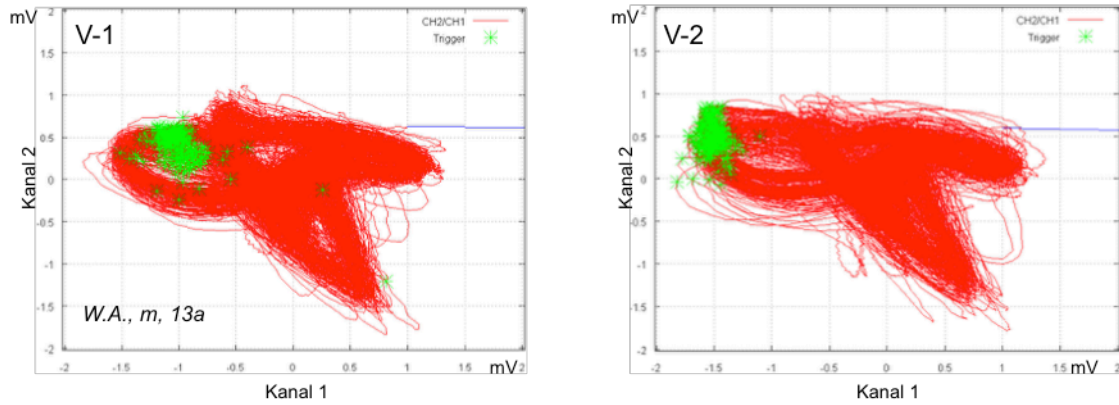
Abb. 26: Patient L.R., m, 27a:



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N(HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	4	4	4	4,0	76	23	194	+11	-3	61	
V-2	1	2	2	1,7	71	13	192	+0	-0	61	0

Bei diesem Patienten ist eine Identifizierbarkeit der Loops nicht möglich. V-2 triggert etwas besser in einem umschriebenen Bereich des VCG's, während V-1 eine wesentlich größere Streuung der Triggerpunkte im VCG aufweist. Dies spiegelt sich auch in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider (Score 4,0 vs. 1,7). In V-2 kein Nachweis von fehlenden oder überschüssigen Triggerpunkten, jedoch 11 überschüssige und 3 fehlende Triggerpunkte in V-1. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war in beiden Verfahren mit 23% bzw. 13% hoch. Bzgl. der Flussmessung ergab sich überraschenderweise keine Differenz.

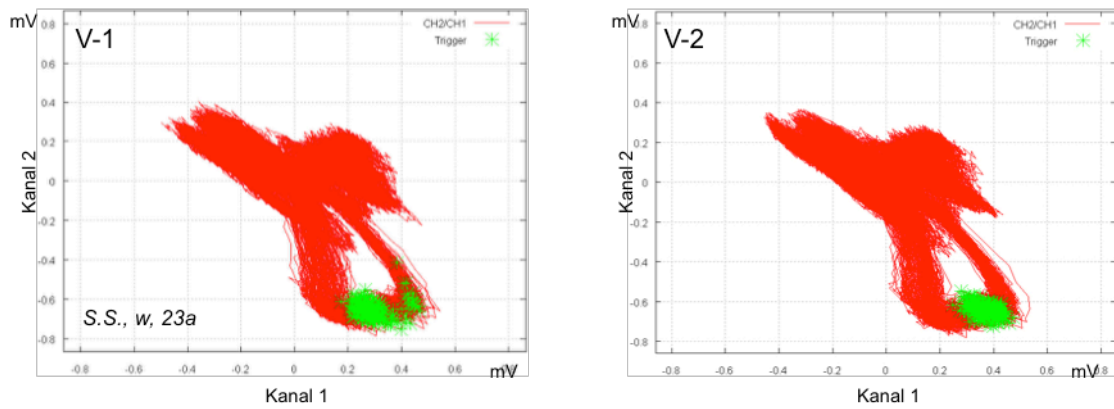
Abb. 27: Patient W.A., m, 13a:



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N(HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	4	4	4	4,0	99	5	193	+0	-0	97	
V-2	1	1	2	1,3	88	11	191	+0	-0	95	-2.1

Bei diesem Patienten ist eine sichere Identifizierbarkeit der Loops aufgrund der geringen Amplitudenunterschiede nicht möglich. V-2 triggert etwas besser in einem umschriebenen Bereich des VCG's, während V-1 eine wesentlich größere Streuung der Triggerpunkte im VCG aufweist. Dies spiegelt sich auch in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider (Score 4,0 vs. 1,3). In V-1 und V-2 kein Nachweis von fehlenden oder überschüssigen Triggerpunkten. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war in V-2 mit 11% hoch, in V-1 mit 5% deutlich niedriger. Bzgl. der Flussmessung ergab sich eine Differenz von 2,1.

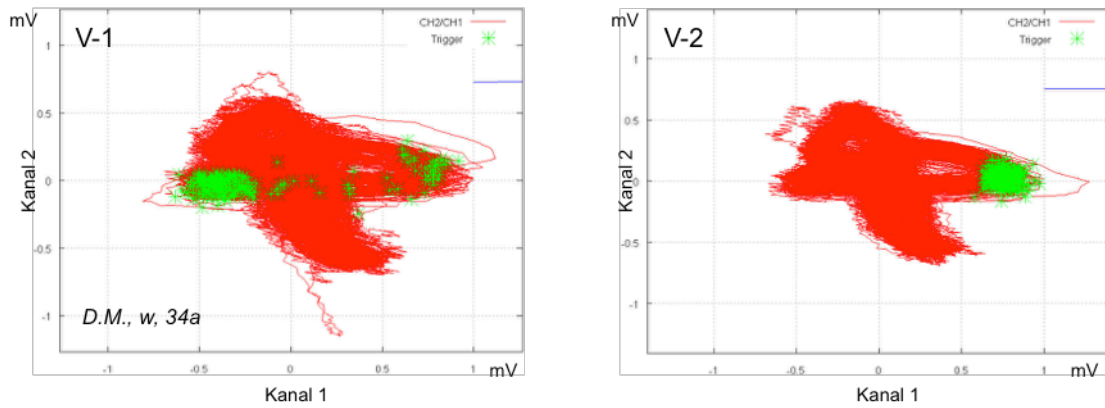
Abb. 28: Patient S.S., w, 23a:



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N(HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	2	3	2	2,3	85	3	194	+0	-0	57	
V-2	1	1	1	1,0	83	3	194	+0	-0	62	8,1

Die Abbildung zeigt bei dieser Patientin in beiden Verfahren eine homogene Erregungsausbreitung mit einem deutlichen R-Loop. Beide Verfahren identifizieren im wesentlichen die R-Zacke korrekt, wobei V-2 die Spitze der R-Zacke als Triggerpunkt genauer erkennt. Dies spiegelt sich auch in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider (Score 2,3 vs. 1,0). In der Auswertung des EKG's fanden sich bei beiden Verfahren keine fehlenden oder überzähligen Triggerpunkte, die Standardabweichung der Herzfrequenz war mit 3% gering. Bzgl. der Flussmessung ergab sich eine deutliche Differenz von 8,1%.

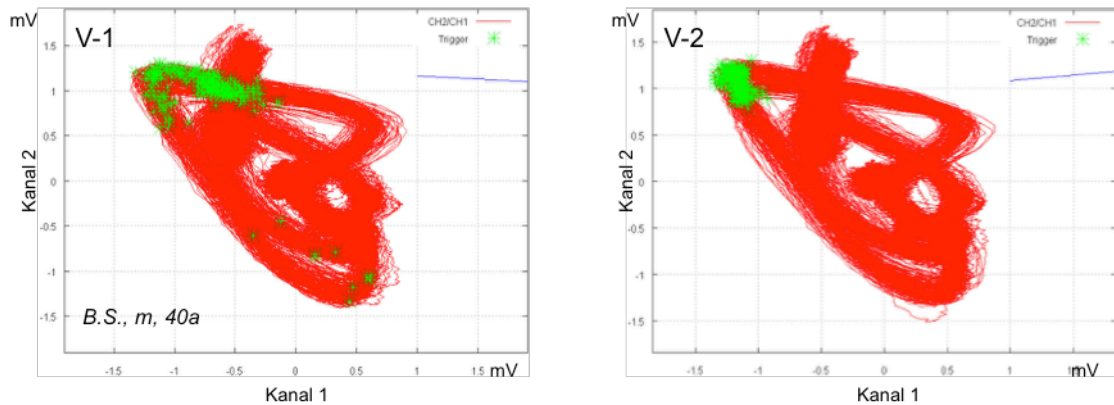
Abb. 29: Patient D.M., w, 34a:



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N(HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	4	4	4	4,0	78	18	193	+0	-7	57	
V-2	1	1	1	1,0	78	5	193	+0	-0	59	3,4

Bei dieser Patientin ist eine sichere Identifizierbarkeit der Loops aufgrund der geringen Amplitudenunterschiede nicht möglich. V-2 triggert in die Spitze der mutmaßlichen R-Schleife, während V-1 auch in andere Bereich des VCG's triggert. Dies spiegelt sich auch in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider (Score 4,0 vs. 1,0). In V-1 und V-2 kein Nachweis von überschüssigen Triggerpunkten, in V-1 jedoch 7 fehlende Triggerpunkte. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war in V-1 mit 18% hoch, in V-2 mit 5% niedrig. Bzgl. der Flussmessung ergab sich eine Differenz von 3,4%.

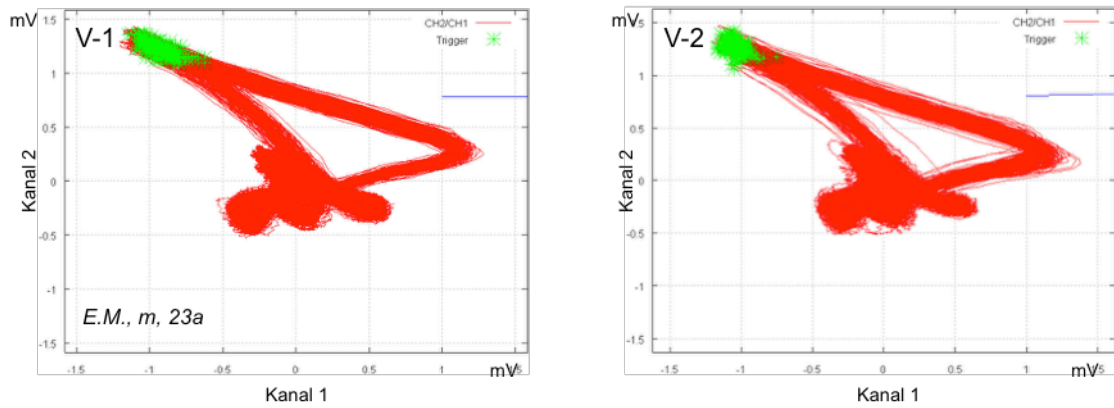
Abb. 30: Patient B.S., m, 40a:



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N(HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	4	4	4	4,0	55	18	192	+0	-4	60	
V-2	1	1	1	1,0	53	12	193	+0	-0	57	-5,3

Die Abbildung zeigt bei diesem Patienten in beiden Verfahren deutliche Loops, deren Identifizierung jedoch aufgrund der geringen Amplituden nicht eindeutig möglich ist. V-2 triggert in die Spitze eines Loops (R-Loop?), während V-1 in einen großen Bereich dieser Schleife und zusätzlich in andere Bereiche des VCG's triggert. Dies spiegelt sich auch in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider (Score 4,0 vs. 1,0). In der Auswertung des EKG's fanden sich keine fehlenden oder überzähligen Triggerpunkte in V-2, 4 fehlende in V-1. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war bei beiden Verfahren mit 18% bzw. 12% hoch, bzgl. der Flussmessung ergab sich eine geringe Differenz von 5,3%.

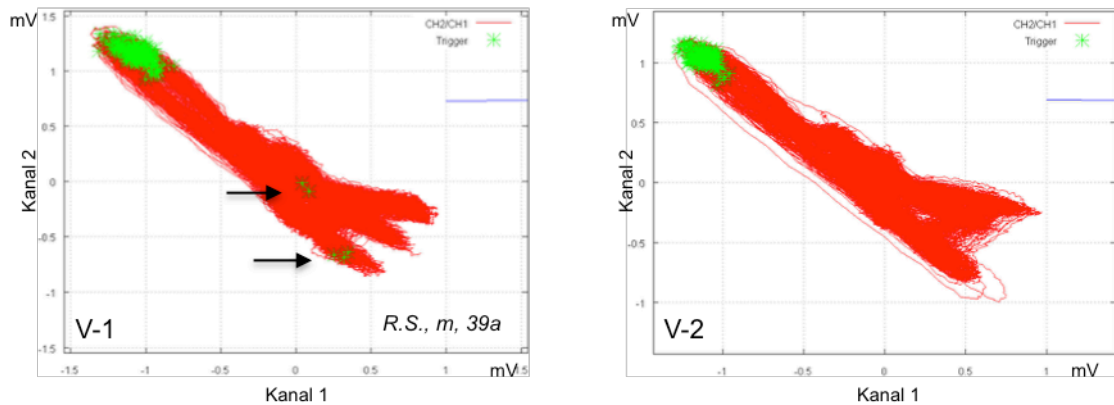
Abb. 31: Patient E.M, m, 23a:



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N(HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	1	2	2	1,7	77	3	193	+0	-0	60	
V-2	1	1	2	1,3	76	3	194	+0	-0	62	3,2

Die Abbildung zeigt bei diesem Patienten in beiden Verfahren eine homogene Erregungsausbreitung mit einem deutlichen R-Loop. Beide Verfahren identifizieren im wesentlichen die R-Zacke korrekt. Die Verfahren wurden von den Untersuchern mit Score 1,7 bzw. 1,3 bewertet. In der Auswertung des EKG's fanden sich keine fehlenden oder überzähligen Triggerpunkte. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war bei beiden Verfahren mit 3% gering, bzgl. der Flussmessung ergab sich eine geringe Differenz von 3,2%.

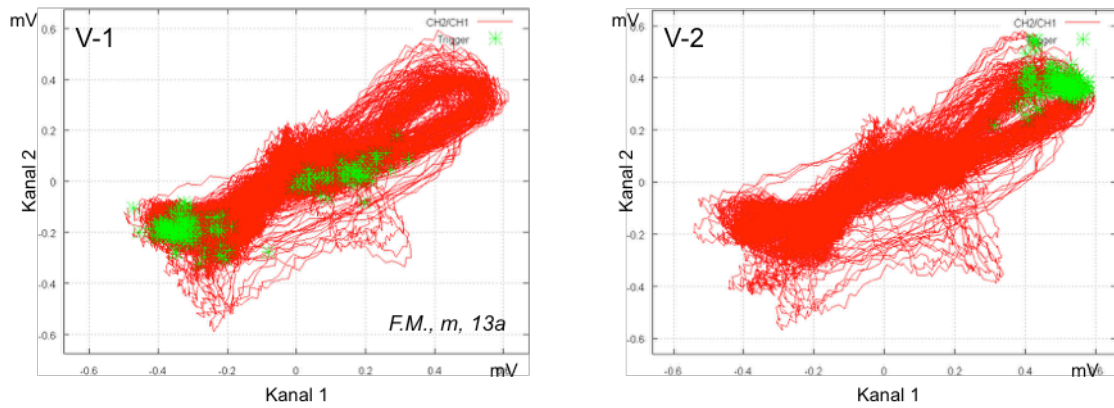
Abb. 32: Patient R.S., m, 39a:



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N(HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	4	3	3	3,3	81	16	194	+0	-3	67	
V-2	1	1	1	1,0	85	2	192	+0	-0	56	-19,6

Die Abbildung zeigt bei diesem Patienten einen schmalen R-Loop, die anderen Schleifen sind nicht erkennbar. V-2 triggert in die Spitze des R-Loops, V-1 triggert zusätzlich in andere Bereiche des VCG's (Pfeile). Dies spiegelt sich auch in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider (Score 3,3 vs. 1,0). Die Auswertung des EKG's zeigte 3 fehlende Triggerpunkte in V-1, in V-2 keine fehlenden oder überzähligen Triggerpunkte,. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war in V-1 mit 16% hoch, in V-2 mit 2% gering, in der Flussmessung ergab sich eine große Differenz von 19,6%.

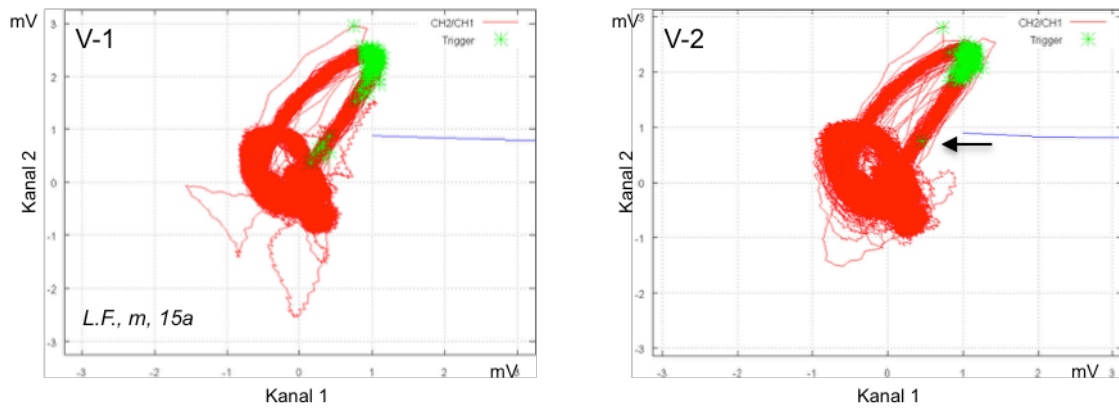
Abb. 33: Patient F.M., m, 13a:



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N(HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	4	4	4	4,0	114	4	194	+0	-0	29	
V-2	2	2	2	2,0	114	2	192	+0	-0	33	12,1

Bei diesem Patienten ist eine Identifizierbarkeit der Loops nicht möglich. V-2 triggert etwas besser in einem umschriebenen Bereich des VCG's, während V-1 eine wesentlich größere Streuung der Triggerpunkte im VCG aufweist. Dies spiegelt sich auch in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider (Score 4,0 vs. 42,0). In beiden Verfahren kein Nachweis von fehlenden oder überschüssigen Triggerpunkten. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war in beiden Verfahren mit 4% bzw. 2% niedrig. Bzgl. der Flussmessung ergab sich eine hohe Differenz 12,1%.

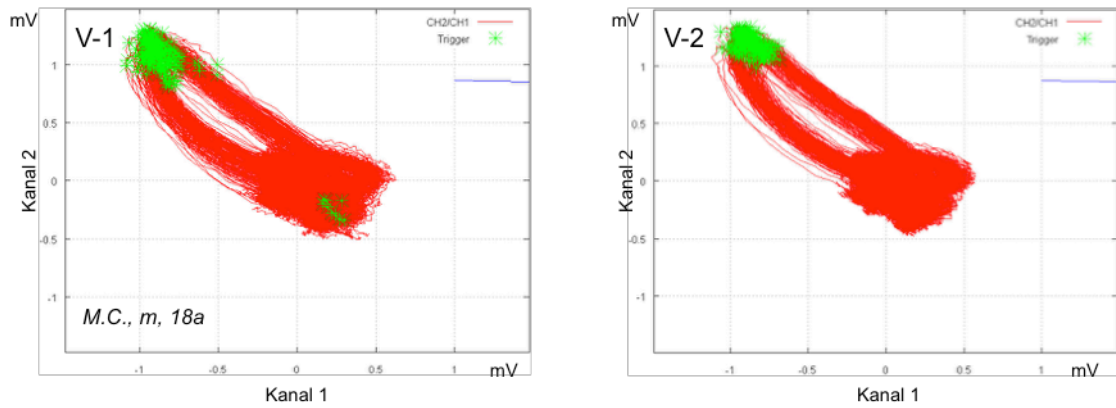
Abb. 34: Patient L.F., m, 15a:



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N(HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	4	3	3	3,3	69	4	194	+0	-0	96	
V-2	1	2	3	2,0	68	12	193	+0	-0	98	2,0

Die Abbildung zeigt bei diesem Patienten in beiden Verfahren eine homogene Erregungsausbreitung mit einem deutlichen R-Loop. V-2 identifiziert im wesentlichen die R-Zacke korrekt, mit einer Fehllokalisierung in die Basis des R-Loops (Pfeil), während V-1 gehäuft zusätzlich in diesen Bereich triggert. Dies spiegelt sich auch in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider (Score 3,3 vs. 2,0). In der Auswertung des EKG's fanden sich keine fehlenden oder überzähligen Triggerpunkte. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war in V-1 mit 4% niedrig, in V-2 mit 12% hoch, bzgl. der Flussmessung ergab sich eine geringe Differenz von 2,0%.

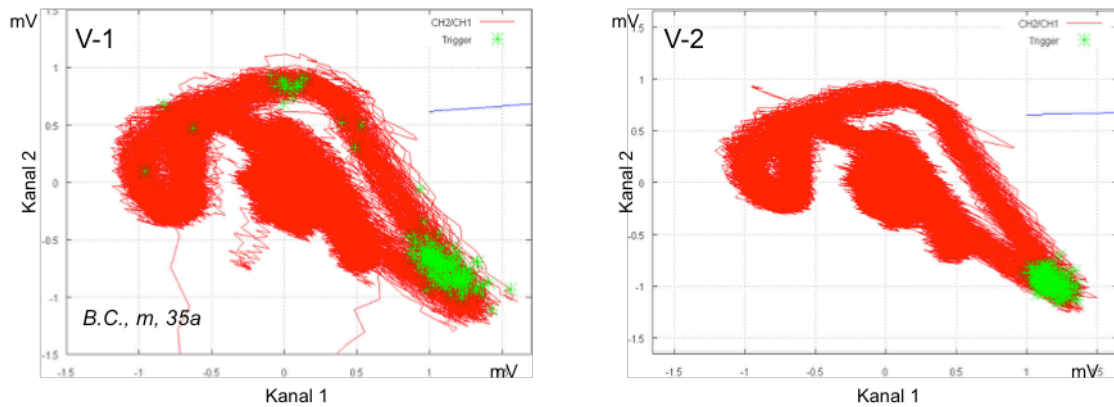
Abb. 35: Patient M.C., m, 18a:



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N(HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	4	4	4	4,0	71	5	214	+0	-0	73	
V-2	1	1	2	1,3	68	4	214	+0	-0	75	2,7

Die Abbildung zeigt bei diesem Patienten in beiden Verfahren einen deutlichen R-Loop, die anderen Schleifen sind nicht identifizierbar. V-2 triggert in die Spitze des R-Loops, V-1 triggert zusätzlich in andere Bereiche des VCG's. Dies spiegelt sich auch in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider (Score 4,0 vs. 1,3). In der Auswertung des EKG's fanden sich keine fehlenden oder überzähligen Triggerpunkte. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war in beiden Verfahren mit 5% bzw. 4% niedrig, bzgl. der Flussmessung ergab sich eine Differenz von 2,7%.

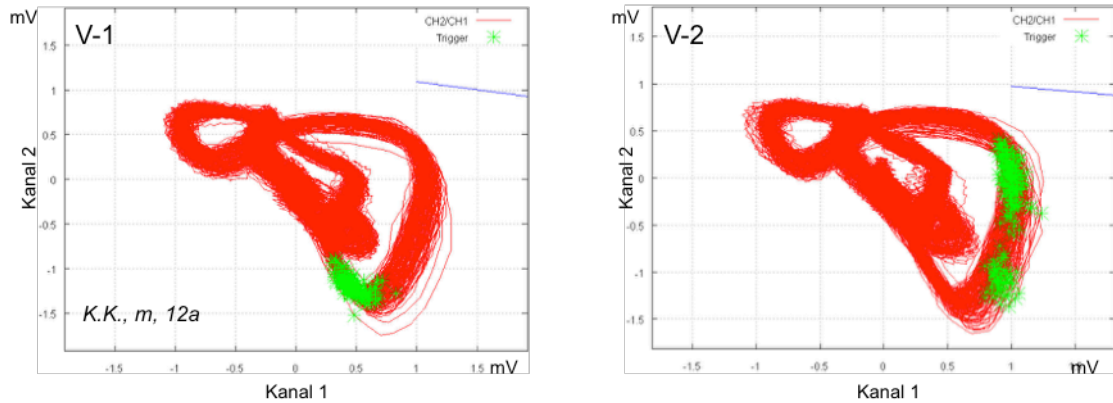
Abb. 36: Patient B.C., m, 35a:



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N(HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	4	4	4	4,0	86	12	194	+0	-2	79	
V-2	1	1	1	1,3	86	4	194	+0	-0	75	-5,3

Die Abbildung zeigt bei diesem Patienten in beiden Verfahren eine homogene Erregungsausbreitung mit einem deutlichen R-Loop. V-2 identifiziert im wesentlichen die Spitze der R-Zacke als Triggerpunkt korrekt, während V-1 auch in anderen Bereichen des VCG's triggert.. Dies spiegelt sich auch in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider (Score 4,0 vs. 1,3). In der Auswertung des EKG's fanden sich keine fehlenden oder überzähligen Triggerpunkte in V-2, jedoch 2 fehlende in V-1. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war in V-1 mit 12% hoch, in V-2 mit 4% niedrig, bzgl. der Flussmessung ergab sich eine geringe Differenz von 5,3%.

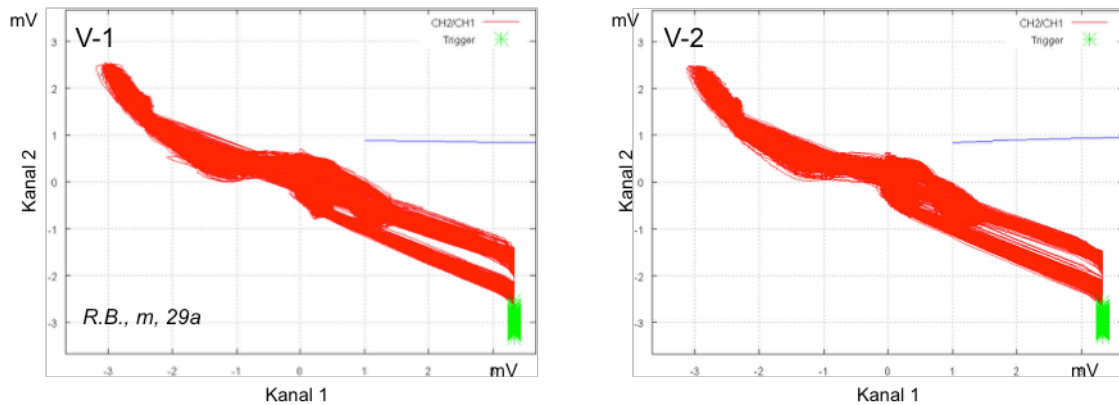
Abb. 37: Patient K.K., m, 12a:



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N(HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	2	1	1	1,3	59	9	194	+0	-0	88	
V-2	4	4	4	4,0	60	10	194	+0	-0	94	6,4

Die Abbildung zeigt bei diesem Patienten in beiden Verfahren eine homogene Erregungsausbreitung mit einem deutlichen R-Loop. V-2 streut die Triggerpunkte über einen großen Bereich des R-Loops, V-1 lokalisiert die Triggerpunkte im wesentlichen im Bereich der Spitze. Dies spiegelt sich auch in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider (Score 1,3 vs. 4,0). In der Auswertung des EKG's fanden sich keine fehlenden oder überzähligen Triggerpunkte. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war bei beiden Verfahren mit 9% bzw. 10% relativ hoch, bzgl. der Flussmessung ergab sich eine geringe Differenz von 6,4%.

Abb. 38: Patient R.B., m, 29a:



Verf.	U1	U2	U3	D	HF/min	SD (%)	N(HZ)	F+	F-	Fluss (ml)	Diff. (%)
V-1	1	1	1	1,0	68	5	194	+0	-0	145	
V-2	1	1	1	1,0	67	4	193	+0	-0	140	-3,6

Die Abbildung zeigt bei diesem Patienten in beiden Verfahren eine homogene Erregungsausbreitung mit einem deutlichen R-Loop. Beide Verfahren identifizieren im wesentlichen die R-Zacke korrekt. Dies spiegelt sich auch in der visuellen Bewertung der drei Untersucher wider. In der Auswertung des EKG's fanden sich keine fehlenden oder überzähligen Triggerpunkte. Die Standardabweichung der Herzfrequenz war bei beiden Verfahren mit 5% bzw. 4% gering, bzgl. der Flussmessung ergab sich eine geringe Differenz von 3,6%.

4.2 EKG-Analyse

4.2.1. Fehl-Triggerung im EKG

Die Berechnung der EKG-Triggerung an Hand der Sensitivität, Spezifität und des Performance Index zeigte, dass der neue Algorithmus weniger Fehl-Triggerungen generiert als der ursprüngliche Algorithmus, siehe Tabelle 1, wobei allerdings auch beim alten Algorithmus die Rate an Fehl-Triggerung sehr gering war. Jedoch fiel auf, dass bei nur 3 der 35 Patienten der alte Algorithmus falsche zusätzliche Triggerpunkte setzte während der neue Algorithmus bei diesen Patienten keine falsche Trigger erzeugte.

	<i>fP</i>	<i>fN</i>	<i>Sn</i>	<i>Sp</i>	<i>PI</i>
Alter Algorithmus (V-1) (N = 6811)	22	63	99,08%	99,68%	98,75%
Neuer Algorithmus (V-2) (N = 6802)	0	16	99,76%	100,00%	99,76%

Tab.1. Ergebnisse der Analyse bezüglich der Fehl-Triggerung.

N = Anzahl der untersuchten Herzschläge; *fP* = falsch positive ; *fN* = falsch negative;
Sn = Sensitivität; *Sp* = Spezifität; *PI* = Performance Index

4.2.2. Genauigkeit der EKG-Triggerung

Die visuelle Untersuchung der Vektorbilder bezüglich der Genauigkeit der Triggerung durch die drei Untersucher erbrachte signifikant ($p < 0.01$) bessere Ergebnisse bei Anwendung des neuen Algorithmus. Die durchschnittliche Bewertung für V-1 war 3.2 ± 1.0 , für V-2 1.5 ± 0.6 . Bei der intraindividuellen Analyse zeigte sich bei 18 Patienten (51%) eine deutlich bessere Bewertung von mehr als 2 Bewertungseinheiten, bei 16 Patienten (46%) eine bessere Bewertung von weniger als 2 Bewertungseinheiten. Bei nur einem Patienten (Pat. K.K.) erschien die Triggerung mit dem alten Verfahren V-1 genauer (Bewertung 1,3 vs. 4,0).

4.3. Flussmessung

Die Analyse des aortalen Flusses in beiden Messungen erbrachte in einigen Fällen deutliche Unterschiede (Bland-Altman-Diagramm, Abb. 39). Bei 11 Patienten (31%) betragen die Differenzen mehr als $\pm 5\%$, wobei bei 7 dieser Patienten sogar Unterschiede von mehr als $\pm 10\%$ gemessen wurden. Die maximale Abweichung betrug bei Patient R.S. 19,6%. Bei 24 Patienten (69%) betrug die Differenz des aortalen Flusses weniger als $\pm 5\%$.

Es fällt auf, dass die Messungen, mit ähnlich guter visueller Beurteilung von V1 und V2 (Score-Differenz < 2 , < 2 Fehltriggerungen) auch geringe Abweichung im Fluss aufweisen (● Punkte im Bland-Altman-Diagramm). Dies spricht für einen Zusammenhang zwischen einer konstant guten Triggerung und einer robusten Flussmessung. Messungen, bei welchen die Triggerung von V1 visuell deutlich schlechter war (Score-Differenz > 2 , ●) oder gar zusätzlich mehr als 2 Fehltriggerungen auftraten (●) zeigt sich eine größere Streuung der Abweichung und die größten Fehlmessungen.

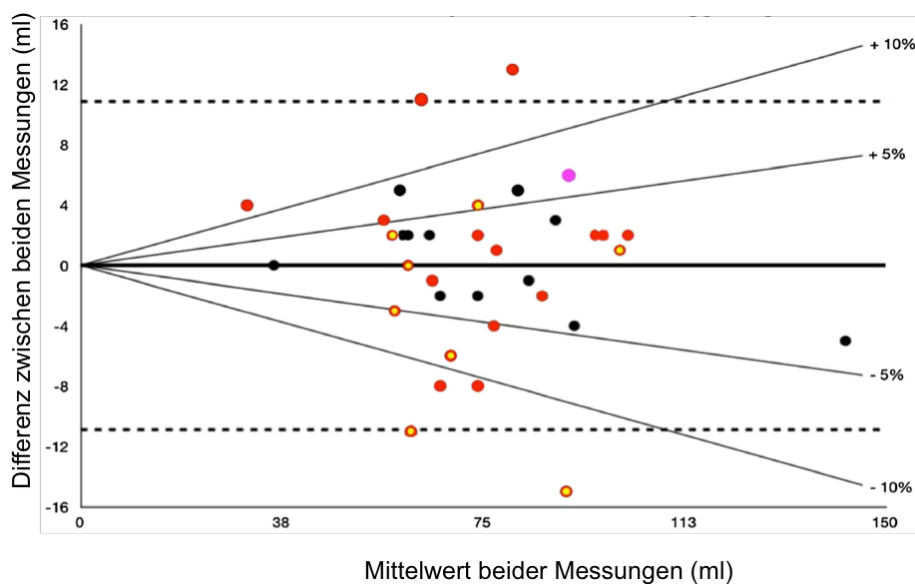


Abb. 39: Bland-Altman-Diagramm der aortalen Nettoflussmessungen

- : Score-Differenz < 2 , < 2 Fehltriggerungen
- : Score-Differenz > 2 ,
- : Score-Differenz > 2 , > 2 Fehltriggerungen
- : V1 besser bewertet als V2

4.4. Einfluss der Standardabweichung (SD) des RR-Intervalls auf die Flussmessung.

Es fand sich bei den 35 Patienten bezüglich der HF bei beiden Triggermethoden kein signifikanter Unterschied (V-1: HF = (77 ± 16) /min; V-2: HF = (76 ± 15) /min). Es bestehen jedoch signifikante Unterschiede ($p = 0,028$) der prozentualen SD des RR-Intervalls zwischen beiden Triggermethoden. Bei V-1 betrug die mittlere prozentuale SD 9,2%, bei V-2 6,3%.

Diese prozentualen Abweichungen der SD [%] in beiden Messungen korrelierten signifikant mit den prozentualen Abweichungen des Netto-Flusses ($p = 0,027$, $r = 0,373$).

Zudem zeigte sich, dass die SD signifikant mit der Differenz in der Bewertung (1 – 4, als Marker für die Genauigkeit der Triggerung) korrelierte ($p = 0,005$, $r = 0,462$).

5. Diskussion

Die kardiale MRT-Funktionsdiagnostik erfordert eine Herzphasen-synchrone Registrierung der MRT-Daten. Dies geschieht üblicherweise durch eine Triggerung mittels EKG-basierter Verfahren. Im Umfeld der MRT kann es jedoch u.a. durch das Magnetfeld und die Hochfrequenzimpulse zu Artefakten im EKG kommen, die eine suffiziente Triggerung erschweren können.

Gegenstand verschiedener Arbeiten war daher die Entwicklung und Verbesserung verschiedener Triggermethoden, bzw. die Weiterentwicklung von EKG-Auswertungs-Algorithmen. In diesen Arbeiten wurde allerdings nicht der Einfluss auf die kardiale Flussmessung untersucht.

Grundsätzlich können verschiedene Verfahren zur Triggerung eingesetzt werden. Hierzu gehören z.B. die Doppler-Sonographie, die optische Erfassung der Ösophagus - Wandbewegung sowie die invasive Blutdruckmessung. Diese Verfahren finden jedoch keine klinische Anwendung. Ein weiteres Verfahren ist die Puls-Oximetrie, die im Prinzip auf der Detektion der Pulswelle in einer Fingerspitze beruht. Vorteile dieser Methode sind in der Nicht-Invasivität, Wirtschaftlichkeit, Patientenkomfort und -sicherheit zu sehen. Die klinische Anwendbarkeit ist jedoch durch die methodischen Ungenauigkeiten (u.a. zeitliche Verzögerung der Registrierung der Pulswelle gegenüber der eigentlichen Herzaktion) stark eingeschränkt und findet daher kaum Anwendung. (Brau 2002), (Salvo 1990), (Denslow 1993), (Rubin 2000), (Frauenrath 2010)

Neben den EKG-basierten Triggermethoden kann klinisch die akustische Triggerung (ACT) eingesetzt werden. Diese beruht im Prinzip auf der Registrierung eines Phonokardiogramms. Frauenrath (2010) sieht gegenüber den EKG-basierten Verfahren insbesondere bei höheren Feldstärken (magnetohydrodynamische Effekt (MHE)) Vorteile in der Genauigkeit der Triggerung, sowie in der Wirtschaftlichkeit und bei Patientenkomfort und -sicherheit. Dies betrifft insbesondere jeglichen Ausschluss von Verbrennungsrisiken, die aufgrund der Wechselwirkung zwischen Metallen und elektromagnetischen Feldern prinzipiell bei EKG-Elektroden auftreten können (Keens 1996). Die gleiche Arbeitsgruppe zeigte bei einer Vergleichsstudie von 1,5 T und 3,0 T jedoch keinen signifikanten Unterschied in der Volumetrie bei einer VCG- bzw. ACT-Triggerung (Becker 2010). Daher scheint die ACT nur bei noch höheren Feldstärken erforderlich. Auch in dieser Studie wurde der Einfluss der Triggerung auf die Ergebnisse der kardialen Flussmessung nicht untersucht.

Die EKG-basierten Triggerverfahren erfordern im Umfeld der MRT hohe Anforderungen

an eine korrekte Ableitung des EKG's. So kommt es durch das Magnetfeld und die Hochfrequenzimpulse zu Artefakten im EKG, die eine suffiziente Triggerung erschweren können. Unter anderem kommt es durch den MHE zu einer im EKG sichtbaren Induktion von Spannung, die insbesondere während der Austreibungsphase zu teils deutlichen Erhöhungen der T-Welle führen kann. Da die Triggerung auf die R-Zacke des EKG's ausgerichtet ist kann es zu Differenzierungsproblemen zwischen R-Zacke und der erhöhten T-Welle kommen. Es wurden daher Verfahren zur korrekten Ableitung und Auswertung des EKG's untersucht. 1999 wurde erstmals die Triggerung mittels VCG beschrieben. (Fischer 1999). Er fand bei einer Aufzeichnung von 824 Herzzyklen eine SN von 100% und weniger als 1% falsch positive Triggerpunkte. In einer späteren Studie der selben Arbeitsgruppe wurden bei 36165 Herzzyklen bei gesunden Probanden und Patienten die Ergebnisse bestätigt. Es wurde ein PI von 99,91%, eine SN von 99,98 und eine SP von 99,93% ermittelt (Chia 2000). Auch in diesen Studien wurde der Einfluss der Triggermethoden auf die klinischen Ergebnisse nicht untersucht. Unsere Studie erbrachte insbesondere mit dem neuen Verfahren V-2 bei ca. 6800 Herzzyklen ähnliche Ergebnisse (PI: 99,76%, SN: 99,76%, SP: 100%).

Bisherige Arbeiten zur Untersuchung der Genauigkeit der EKG-Triggerung stützen sich auf die Beurteilung des Performance Indexes, sowie von Sensitivität und Spezifität. (Chia 2000), (Friesen 1990), (Trahanias 1993) Untersuchungen des Einflusses der EKG-Triggerung auf die Bestimmung des Blutflusses mit der PCA wurden erstmals durch unsere Arbeitsgruppe vorgestellt (Knesewitsch 2013).

Die in Kap. 3.2 (Durchführung der Phasenkontrastmessung) beschriebenen Messparameter unterliegen systematischen und zufälligen Fehlern, die die Ergebnisse der Flussmessungen beeinflussen (Boesiger 1992), (Wolf 1993). Da diese Parameter, insbesondere Flip angle, TE, TR und VENC bei den Messungen intraindividuell nicht verändert wurden, haben die dadurch möglicherweise hervorgerufenen Fehler allenfalls einen geringen Einfluss auf die Ergebnisse dieser Studie.

Die einzige Methoden-bedingte intraindividuelle Fehlerquelle im Rahmen der zwei Triggermethoden ist die manuelle Konturbestimmung der Aorta, wobei jedoch bereits frühere Studien zeigten, dass die Flussmessungen auch bei manueller Konturfindung eine hohe Reproduzierbarkeit aufweisen. (Fratz 2002)

Methodische Schwachstellen der Arbeit sind in folgenden Punkten zu sehen:

1. kleine Fallzahl (35 Patienten)
2. keine Messungen der intraindividuellen Reproduzierbarkeit der Flussmessungen

3. unsichere statistische Aussagen

Zu 1.: Für die vorliegende Studie war ursprünglich eine größere Anzahl von Patienten geplant. Wie oben beschrieben (Kap. 3.2) erfolgte die Speicherung der EKG- Daten nach klinischer Auswertung der Untersuchungen manuell. Aus technischen Gründen (z.B. fehlende oder fehlerhafte Speicherung der EKG-Daten) konnten nur 35 Patienten in Hinblick auf die Fragestellung dieser Dissertation ausgewertet werden. Da diese Fehler jedoch keinen Einfluss auf die klinischen Ergebnisse hatte, wurde auf die Wiederholung der Untersuchung bei diesen Patienten verzichtet.

Zu 2.: Es wäre wünschenswert zu wissen, in wie weit sich intraindividuelle Schwankungen des physischen Zustandes der Patienten bzw. die oben genannten systemischen und zufällige Fehler (z.B. Konturfindung) auf die Reproduzierbarkeit der Flussmessungen auswirken. Diese Fragestellung erfordert allerdings die Durchführung mehrerer zusätzlicher Untersuchungssequenzen pro Triggermethode, dies ist teils aus Kapazitätsgründen, teils Patienten bedingt nicht möglich. Ein möglicher Ansatzpunkt zur Lösung dieser Fragestellungen wäre die simultane EKG-Registrierung für beide Triggermethoden für eine MR-Akquisition und die retrospektive Triggerung und Auswertung der Studien. Dies wäre prinzipiell im Gegensatz zur prospektiven Triggerung möglich. Auf Grund von der aktuellen Hard- und Software-Gegebenheiten war dies im Rahmen dieser Arbeit leider nicht möglich.

Zu 3.: Es ist schwierig, objektive Parameter für die Auswertung der Genauigkeit zu definieren. Der offenbar etwas bessere Performance-Index des neuen Algorithmus, der sich hauptsächlich aus den selteneren Fehltriggerungen ergibt, lässt sich mit dem Fluss nicht statistisch korrelieren. Dies ist letztendlich durch den sehr guten Performance-Index beider Methoden begründet.

Aufgrund der positiven Korrelation zwischen unserer Beurteilung der Genauigkeit und der Differenz der Flussquantifizierung ist davon auszugehen, dass eine ineffiziente Triggerung einen erheblichen Einfluss auf die Qualität der Flussmessung hat. Allerdings können nicht alle Begleitfaktoren, die die Strömung in der aufsteigenden Aorta beeinflussen, durch unser Verfahren völlig eliminiert werden.

Daher ist es nicht möglich, spezielle Differenzen der Fluss-Quantifizierungen auf ineffiziente Triggerungen komplett zurückzuführen. Es zeigt sich aber, dass unter gleichen Bedingungen der neue Algorithmus besser als der alte funktioniert und demzufolge bessere Ergebnisse zu erwarten sind.

Die SD der RR-Intervalle ist ein wichtiges Maß zur Beurteilung von Arrhythmien und des EKG-Setups. Studienprotokolle sehen zu Beginn der Untersuchungen die Überprüfung der EKG-Ableitungen mittels der Bestimmung der SD der RR-Intervalle vor. Bei zu hoher SD muss gegebenenfalls eine Umplazierung der EKG-Elektroden zur Optimierung der Ableitungen vorgenommen werden (Fratz 2008). Bei V-2 ist diese SD signifikant niedriger (V-1: 9,2% vs V-2: 6,3%). Wenn man davon ausgeht, dass sich die Arrhythmierate zwischen den beiden Messungen nicht verändert, ergibt sich die Schlussfolgerung, dass V-2 sich robuster bzgl. des EKG-Setups verhält.

6. Schlussfolgerung

Die in der Einleitung beschriebenen Probleme der Fehltriggerungen incl. Totalversagen der Triggerung und häufige Notwendigkeit der Optimierung der Plazierung der EKG-Elektroden waren zu Beginn der kardialen MRT die größten Schwierigkeiten im Routinebetrieb. Dies erforderte eine kontinuierliche Weiterentwicklung der EKG-Bearbeitung, inklusive Versuche anderer Triggermethoden (z.B. Herzschocktriggerung).

Der untersuchte Standard-Algorithmus (V-1) zeigte bereits eine zufriedenstellende Erkennung der R-Zacke, der neue Algorithmus (V-2) jedoch ermöglichte eine deutlich bessere Registrierung der R-Zacke.

Trotzdem erbrachte der Vergleich der Untersuchungsverfahren teils deutliche Unterschiede in den Flussmessungen. Unter der Annahme, dass eine Differenz von mehr als 5% zwischen zwei Messungen vermutlich zu einer klinisch relevanten Missinterpretation führt und dass eine physische Veränderung des Aortenflusses bei einem stabilen Zustand des Patienten vernachlässigt werden kann, muss davon ausgegangen werden, dass bei etwa einem Drittel der Untersuchungen klinisch relevante Messfehler auftreten.

V-2 zeigt eine signifikant bessere Triggerung in allen getesteten Parametern. Wir nehmen an, dass dies zu einer besseren Blutfluss-Quantifizierung führt.

V-2 führt somit vermutlich bei vielen Patienten mit kongenitalen Herzfehlern zu besseren Ergebnissen der kardialen Magnetresonanztomographie.

Die mittlerweile gewonnene Erfahrung mit dem in die Routine eingeführten neuen Algorithmus (V-2) decken sich mit den Ergebnissen dieser Arbeit:

- Fehltriggerungen bzw. totales Versagen sind praktisch nicht mehr zu sehen.
- Umlagerungen der EKG-Elektroden zur Optimierung der Ableitungen sind nur noch selten erforderlich.
- Der kardialen MRT-Blutflussmessung kann eine hohe klinische Relevanz und Zuverlässigkeit zuerkannt werden.

7. Zusammenfassung

Neben hochaufgelösten anatomischen Darstellungen des Herzens liefert die kardiale Magnetresonanztomographie (MRT) auch physiologische Informationen über das kardiovaskuläre System, wie z.B. ventrikuläre Funktionen und Blutfluss.

Die Flussmessung im MRT erfolgt meist mittels EKG-getriggerten Phasenkontrast-Messungen. Voraussetzung für die Zuverlässigkeit kardialer Flussmessungen ist die korrekte Registrierung von EKG-Signalen, die es ermöglichen die Messung mit den Herzphasen zu synchronisieren. Dabei unterliegt die EKG-Analyse diversen Störfaktoren, die einerseits durch das spezifische MRT-Umfeld gegeben sind und zum anderen durch pathologische EKG-Veränderungen bei Patienten mit angeborenen Herzfehlern bedingt sein können.

Die Kompensation dieser Faktoren ist nach wie vor ein wichtiger Bestandteil der weiteren Entwicklung des kardialen MRTs. So wurde in Zusammenarbeit mit dem Deutschen Herzzentrum München von der Fa. Siemens (Siemens Healthcare, Erlangen) ein neues Verfahren zur EKG-Triggerung entwickelt, das insbesondere bei komplexen EKGs eine zuverlässigere Triggerung ermöglichen soll.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden sowohl Methoden zur Beurteilung der Qualität der Triggerung entwickelt als auch untersucht, inwieweit sich die unterschiedlichen EKG-Triggerungen auf die Flussmessung bei Patienten mit angeborenen Herzfehlern auswirken.

Die Studie umfasste 35 Patienten (24 m, 11 w; Alter: 26 ± 11 Jahre) mit verschiedenen kongenitalen Herzfehlern, bei denen im Rahmen der Erstdiagnostik bzw. in der Nachsorge die Indikation für eine MRT mit Flussmessungen gegeben war. Im Einzelnen handelte es sich um 14 Patienten mit Fallot-Tetralogie, 7 Patienten mit Aortenbogenanomalien, 5 Patienten nach Operation bei Transposition der großen Arterien sowie 9 Patienten mit sonstigen kongenitalen Herzfehlern.

Die Untersuchungen wurden an einem Standard MRT (Feldstärke 1,5 T) mit einer 12 Kanal Herzspule (Magnetom Avanto®, Software-Version VB15, Siemens Healthcare) durchgeführt. Um die Auswirkungen der beiden Trigger Algorithmen auf die Ergebnisse dieser Flussmessungen zu ermitteln, erfolgten die Untersuchungen mit beiden Trigger Methoden in randomisierter Abfolge unmittelbar nacheinander. Schichtausrichtung und alle anderen Akquisitionsparameter blieben zwischen den Aufnahmen unverändert.

Jede Flussmessung dieser Studie basierte standardmäßig auf 192 Herzzyklen. Das bedeutet, dass im Rahmen dieser Studie insgesamt 13600 getriggerte Herzzyklen analysiert wurden. Um die Genauigkeit der Triggerung zu evaluieren wurden die 192 Herzzyklen in einem „Summenbild“ im Vektorkardiogramm (VCG) dargestellt. Die Vektorbilder wurden sodann paarweise randomisiert drei Untersuchern vorgelegt, die anhand von vorgegeben Kriterien eine Benotung von 1 - 4 vergaben. Die Beurteilung der EKG-Triggerung erfolgte zudem durch die Ermittlung von Sensitivität und Spezifität durch das Auszählen falsch positiver bzw. negativer Triggerungen im EKG und hieraus die Berechnung des sog. Performance Index.

Die manuelle Auszählung der Triggerungen zeigte, dass der neue Algorithmus weniger Fehl-Triggerungen generiert als der ursprüngliche Algorithmus. Die visuelle Untersuchung der Vektorbilder bezüglich der Genauigkeit der Triggerung durch die drei Untersucher erbrachte signifikant ($p < 0.01$) bessere Ergebnisse bei Anwendung des neuen Algorithmus. Die durchschnittliche Bewertung für das alte Verfahren war 3.2 ± 1.0 vs. 1.5 ± 0.6 für das neue Verfahren.

Die Analyse des aortalen Flusses in beiden Messungen erbrachte in einigen Fällen deutliche Unterschiede. Bei 11 Patienten (31%) betrug die Differenzen mehr als $\pm 5\%$, wobei bei 7 dieser Patienten sogar Unterschiede von mehr als $\pm 10\%$ gemessen wurden.

Insgesamt zeigt das neue Triggerverfahren eine signifikant bessere Triggerung in allen getesteten Parametern. Wir nehmen daher an, dass dies zu einer besseren Blutfluss-Quantifizierung und somit vermutlich bei vielen Patienten mit kongenitalen Herzfehlern zu besseren Ergebnissen der kardialen Magnetresonanztomographie führt.

8. Literatur

Axel I.: Blood flow effects in magnetic resonance. *Am J Roentgenol* 1984, 143: 1157-66

Becker M., Frauenrath T., Hezel F., Krombach G.A., Kremer U., Koppers B., Butenweg C., Goemmel A., Utting J.F., Schulz-Menger J., Niendorf T.: Comparison of left ventricular function assessment using phonocardiogram- and electrocardiogram-triggered 2D SSFP CINE MR imaging at 1.5 T and 3.0 T. *Eur Radiol* 29 (2010) 1344-1355

Bland J.M., Altman D.G.: Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1986, 1: 307-310.

Bloch F.: Nuclear Induction. *Phys. Rev.* 70 (1946) 460-474

Boesiger P., Maier S.E., Kecheng L., Scheidegger M.R., Meier D.: Visualization and quantification of the human blood flow by magnetic resonance imaging. *J Biomech* 1992, 25: 55-67

Brau A.C.S., Wheeler C.T., Hedlund L.W., Johnson G.A.: Fiber-optic stethoscope: a cardiac monitoring and gating system for magnetic resonance microscopy. *Magn Reson Med* (2002), Bd. 47(2): S. 314-321

Bunke J.: Phasenkontrastangiographie und Flussmessung.

In: *Kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie*, Hombach V., Grebe O., Botnar R.M. (Hrsg), Schattauer, Stuttgart - New York, 2005, 38 - 42

Buonocore M.H., Bogren H.: Factors Influencing the Accuracy and Precision of Velocity-Encoded Phase Imaging. *Magnetic Resonance in Medicine* 26 (1992): 141-154

Chia Jon M., MS, Stefan E. Fischer, PhD.: Performance of QRS Detection for Cardiac Magnetic Resonance Imaging With a Novel Vectorcardiographic Triggering Method. *Journal of magnetic Resonance Imaging* 12 (2000): 678-688

Denslow S., Buckles D.S.: Pulse oximetry-gated acquisition of cardiac MR images in patients with congenital cardiac abnormalities. *Am J Roentgenol* (1993), Bd. 160(4): S. 831-833

Dumoulin C.L., Sonza S.P., Walker M.F., Wagle W.: Three-dimensional phase contrast angiography. *Magn Reson Med* 1989; 9: 139-149

Fischer S.E., Wickline S.A., Lorenz C.H.: Novel Real-Time R-Wave Detection Algorithm Based on the Vectorcardiogram for Accurate Gated Magnetic Resonance Acquisitions. *Magnetic Resonance in Medicine* 42 (1999): 361-370

Frank M., Merkel S., Mustafa E., Wrobel H.: Verfahren zur EKG-Triggerung einer Messequenz eines Magnetresonanzgeräts. Deutsches Patent- und Markenamt Offenlegungsschrift DE 10 2005 027 438 A1 2006.12.28

Fratz S., Hess J., Schwaiger M., Martinoff S., Stern H.C.: More accurate quantification of pulmonary blood flow by magnetic resonance imaging than by lung perfusion scintigraphy in patients with fontan circulation. *Circulation* 2002, 106: 1510-1513.

Fratz S., Hess J., Schuhbaeck A., Buchner C., Hendrich E., Martinoff S., Stern H.: Routine clinical cardiovascular magnetic resonance in paediatric and adult congenital heart disease: patients, protocols, questions asked and contributions made. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2008, 10: 46.

Friesen G.M., Jannett T.C., Jadallah M.A., Yates S.L., Quint S.R., Nagle H.T.: A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms. *IEEE Trans Biomed Eng* 1990, 37: 85-98.

Gatzoulis M.A., Till J.A., Redington A.N.: Depolarization-repolarization inhomogeneity after repair of tetralogy of Fallot. The substrate for malignant ventricular tachycardia? *Circulation* 1997, 95: 401-404.

Gerthsen: Physik, Meschede D. (Hrsg), Springer-Verlag, Berlin - Heidelberg, 21. Auflage, 2001, S. 629 ff.

Kastor J.A., Goldreyer B.N., Josephson M.E., Perloff J.K., Scharf D.L., Manchester J.H., Shelburne J.C., Hirshfeld J.W., Jr.: Electrophysiologic characteristics of Ebstein's anomaly of the tricuspid valve. *Circulation* 1975, 52: 987-995.

Keens, S.J., Laurence, A.S.: Burns caused by ECG monitoring during MRI imaging. *Anaesthesia* (1996), Bd. 51(12): S. 1188–1189

Knesewitsch Th., Meierhofer Ch., Rieger H., Rösler J., Frank M., Martinoff St., Hess J., Stern H., Fratz S.: Demonstration of value of optimizing ECG triggering for cardiovascular magnetic resonance in patients with congenital heart disease. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance* 2013, 15: 3

Lauterbur P.C.: Image formation by induced local interactions: examples employing nuclear magnetic resonance. *Nature* 242 (1973): 190-191

Lissner J., Seiderer M., (Hrsg): Klinische Kernspintomographie, Enke, Stuttgart, 1990

Lotz J.: Flussmessungen in der kardialen MRT. *Radiologe* 2007, 47: 333-341

Mansfield P.: Multi-planar image formation using NMR spin echoes. *J Phys C Solid State Phys* (1977), Bd. 10: S. L55–L58

Mansfield P. und Morris P. G.: *Advances in magnetic Resonance, The Principles of Biological and Medical Imaging by NMR. New York: Academic Press (1982), (6277)*

Merkle N.: Praktische Durchführung der kardiologischen MRT-Untersuchung
In: *Kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie*, Hombach V., Grebe O., Botnar R.M. (Hrsg), Schattauer, Stuttgart - New York, 2005, 93-108

Nehrke K., Börner P.: Verfahren der Bewegungskompensation
In: *Kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie*, Hombach V., Grebe O., Botnar R.M. (Hrsg), Schattauer, Stuttgart - New York, 2005, 47-58

O'Donnel M.: NMR blood flow imaging using multiecho, phase contrast sequences.
Med Phys 1985, 12: 59-64

Powell A.J., Geva T.: Blood flow measurement by magnetic resonance imaging in congenital heart disease. *Pediatr Cardiol* 2000, 21:47-58.

Purcell E.M., Torrey H.C., Pound R.V.: Resonance Absorption by Nuclear Magnetic Moments in a Solid. *Phys. Rev.* 69 (1946) 37-38

Rößler J., Frank M.: Verfahren zur Bestimmung einer R-Zacke in einem EKG-Signal, EKG-Messvorrichtung und Magnetresonanzgerät. Deutsches Patent- und Markenamt
Offenlegungsschrift DE 10 2009 015 385 A1 2010.09.30

Rubin J.M., Fowlkes J.B., Prince M.R., Rhee R.T., Chenevert T.L.: Doppler US gating of cardiac MR imaging. *Acad Radiol* (2000), Bd. 7(12): S. 1116-1122

Salvo I., Colombo S., Capocasa T., Torri G.: Pulse oximetry in MRI units. *J Clin Anesth* (1990), Bd. 2(1): S. 65–66

Schnackenburg G.: *Physikalische Grundlagen der MR-Bildgebung*
In: *Kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie*, Hombach V., Grebe O., Botnar R.M. (Hrsg), Schattauer, Stuttgart - New York, 2005, S.1 ff

Seiderer M.: *Physikalische Prinzipien*. In: *Klinische Kernspintomographie*, Lissner J., Seiderer M., (Hrsg), Enke, Stuttgart, 1990, S. 2 ff

Stuber M., Botnar R.M., Fischer S.E., Lamerichs R., Smink J., Harvey P., Manning W. J.: Preliminary report on in vivo coronary MRA at 3 Tesla in humans. *Magn Reson Med* (2002), Bd. 48(3): 425-429

Trahanias P.E.: An approach to QRS complex detection using mathematical morphology. *IEEE Trans Biomed Eng* 1993;40: 201-205.

Weishaupt D., Köchli V.D., Marincek B.: *Wie funktioniert MRI?* 4 ed. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag; 2003.

Wolf R.L., Ehman R.L., Riederer S.J., Rossman P.J.: Analysis of Systematic and Random Error in MR Volumetric Flow Measurements. *Magn Reson Med* 1993, 30(1): 82-91

9. Anhang

Offenlegungsschriften der alten und neuen EKG-Analyseverfahren (Frank 2006), (Rösler 2010)



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 10 2008 029 173 A1 2010.01.07

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: 10 2008 029 173.0

(22) Anmeldetag: 19.06.2008

(43) Offenlegungstag: 07.01.2010

(51) Int Cl.⁸: **A61B 5/0408** (2006.01)

A61B 5/055 (2006.01)

A61B 5/0428 (2006.01)

G01R 33/567 (2006.01)

(71) Anmelder:

Siemens Aktiengesellschaft, 80333 München, DE

(72) Erfinder:

Demharter, Nikolaus, 91077 Dormitz, DE; Frank, Michael, 91052 Erlangen, DE; Heggen, Sven, 91056 Erlangen, DE; Rößler, Jürgen, Dr., 91058 Erlangen, DE

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht gezogene Druckschriften:

US 2007/00 38 257 A1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

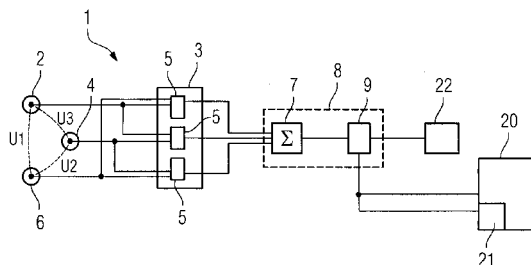
Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Verfahren zur Überprüfung von EKG-Signalen und EKG-Messvorrichtung**

(57) Zusammenfassung: Das erfindungsgemäße Verfahren zur Überprüfung von mit einer mindestens drei Elektroden umfassenden EKG-Messvorrichtung gemessenen EKG-Signalen auf ein Vorliegen von Störungen umfasst dabei folgende Schritte:

- Messen von mindestens drei auf einem geschlossenen Umlaufpfad über die Elektroden der EKG-Messvorrichtung gemessenen Spannungen,
- Ermitteln eines Überwachungswertes aus den mindestens drei gemessenen Spannungen,
- Ermitteln eines Vorliegens einer Störung durch Bestimmen einer Abweichung des Überwachungswertes von einem Referenzwert,
- Abgeben eines Störzustandssignals.

Die erfindungsgemäße EKG-Messvorrichtung umfasst mindestens drei Elektroden sowie eine Weiterverarbeitungseinheit zur Verarbeitung von zwischen je zwei verschiedenen der Elektroden anfallenden Spannungssignalen und eine Überwachungseinheit, die eine Überwachungswertermittlungseinheit umfasst, mit der aus mindestens drei auf einem geschlossenen Umlaufpfad über die Elektroden gemessenen Spannungen ein Überwachungswert ermittelbar ist, der eine Überprüfung der EKG-Messvorrichtung gemäß einem erfindungsgemäßen Verfahren ermöglicht.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Überprüfung von EKG-Signalen sowie eine EKG-Messvorrichtung.

[0002] EKG-Messvorrichtungen werden in erster Linie zur Messung und Überwachung der Herzfunktion eines Patienten eingesetzt. Dazu wird typischerweise über mindestens zwei Elektroden die Summenspannung der elektrischen Aktivität der Herzmuskelfasern als so genanntes „EKG-Signal“ gemessen.

[0003] Es gibt jedoch noch weitere Anwendungen. Beispielsweise werden EKG-Signale auch bei der medizinischen Bildgebung zur Erzeugung von Triggersignalen verwendet. Über das EKG-Signal wird während der Bildgebung Information über die Herzphase gewonnen, um damit die Bildgebung mit der Herzaktivität zu synchronisieren. Insbesondere bei Bildgebungsverfahren, die eine längere Aufnahmezeit benötigen, können so Herzaufnahmen oder auch Aufnahmen von Bereichen, die durch den Herzschlag bewegt werden, mit hoher Qualität erstellt werden.

[0004] Auch während einer Untersuchung eines Patienten mittels eines Magnetresonanzeräts werden EKG-Messvorrichtungen zur Aufnahme von EKG-Signalen verwendet. Dabei stellt der Betrieb im Magnetresonanzerät wegen der dort zur Bildgebung verwendeten starken Gradientenfelder und hochfrequenten Felder jedoch besondere Anforderungen an die EKG-Messvorrichtung, um eine gegenseitige Störung von Magnetresonanzerät und EKG-Messvorrichtung zu verhindern. EKG-Messvorrichtungen, die im oben angegebenen Sinn magnetresonanzkompatibel sind, sind auf dem Markt erhältlich.

[0005] Ein großes Problem für eine zuverlässige EKG-Signalmessung stellen jedoch nach wie vor sich zeitlich ändernde Magnetfelder dar, wie sie im Magnetresonanzerät als magnetische Gradientenfelder zur Ortskodierung verwendet werden. Derartige sich zeitlich ändernde Magnetfelder erzeugen nach dem Induktionsgesetz Störspannungen, die in dem von den EKG-Elektroden aufgenommenen EKG-Signal als Störung eingekoppelt werden. Eine weitere Quelle derartiger induzierter Störungen sind Bewegungen der EKG-Messvorrichtung im statischen Magnetfeld eines Magnetresonanzeräts. Solche magnetisch erzeugte Störspannungen überlagern sich mit dem vom Herzen erzeugten EKG-Signal und verfälschen dieses.

[0006] Diese Störungen sind höchst unerwünscht. Zur Synchronisation einer Aufnahme eines Magnetresonanzbildes mit dem Herzschlag ist eine zuverlässige Erkennung der R-Zacke des EKG-Signals erforderlich. Die Störspannungen können z. B. wegen ihrer oftmals ähnlichen Form irrtümlich als eine R-Zacke

interpretiert werden und somit fälschlicherweise eine Triggerung einer Aufnahme eines Magnetresonanzbildes auslösen. Andererseits kann es auch vorkommen, dass eine „echte“ R-Zacke wegen der überlagerten Störspannungen nicht als solche erkannt wird. Dies führt regelmäßig zu einer deutlichen Verschlechterung der Bildqualität.

[0007] Bisher wird versucht, derartige Fehltriggerungen durch Rückschlüsse aus einer Analyse der Amplituden und der Dynamik der EKG-Signale zu vermeiden. Ein derartiges Verfahren ist beispielsweise in der DE 10 2005 027 438 A1 offenbart.

[0008] Weitere Quellen von Fehlern in EKG-Signalen können in der Anbringung sowie dem Aufbau einer verwendeten EKG-Messvorrichtung liegen. Beispielsweise kann ein Wackelkontakt oder ein Kabelbruch eines Elektrodenkabels vorliegen.

[0009] Der Erfindung liegt nun die Aufgabe zugrunde, eine EKG-Messanordnung sowie ein Verfahren anzugeben, die jeweils eine zuverlässige Erkennung von Störungen gemessener EKG-Signale erlaubt und bei der das Risiko falsche Triggersignale abzugeben reduziert ist.

[0010] Die vorstehende Aufgabe wird durch ein Verfahren gemäß Anspruch 1 bzw. durch eine Vorrichtung gemäß Anspruch 10 gelöst.

[0011] Das erfindungsgemäße Verfahren zur Überprüfung von mit einer mindestens drei Elektroden umfassenden EKG-Messvorrichtung gemessenen EKG-Signalen auf ein Vorliegen von Störungen umfasst dabei folgende Schritte:

- Messen von mindestens drei auf einem geschlossenen Umlaufpfad über die Elektroden der EKG-Messvorrichtung gemessenen Spannungen,
- Ermitteln eines Überwachungswertes aus den mindestens drei gemessenen Spannungen,
- Ermitteln eines Vorliegens einer Störung durch Bestimmen einer Abweichung des Überwachungswertes von einem Referenzwert,
- Abgeben eines Störzustandssignals.

[0012] Das Verfahren erlaubt ein Erkennen von Störungen in EKG-Signalen mit besonders geringem Aufwand. Somit ist einerseits eine Unterdrückung von Fehltriggerungen von Magnetresonanzaufnahmen, die durch gestörte EKG-Signale verursacht würden, möglich, was zu einer hohen Qualität der Aufnahmen führt. Andererseits ist gleichzeitig eine aufwandsarme Überwachung der EKG-Messvorrichtung als solcher, insbesondere ihres Aufbaus aus Elektroden, Kabeln etc., möglich.

[0013] Die erfindungsgemäße EKG-Messvorrichtung umfasst mindestens drei Elektroden sowie eine

Weiterverarbeitungseinheit zur Verarbeitung von zwischen je zwei verschiedenen der Elektroden anfallenden Spannungssignalen und eine Überwachungseinheit, die eine Überwachungswertermittlungseinheit umfasst, mit der aus mindestens drei auf einem geschlossenen Umlaufpfad über die Elektroden gemessenen Spannungen ein Überwachungswert ermittelbar ist, der eine Überprüfung der EKG-Messvorrichtung gemäß einem erfindungsgemäßen Verfahren ermöglicht.

[0014] Die verfahrensbezogenen Vorteile und Ausgestaltungen gelten für die Vorrichtung analog.

[0015] Weitere Vorteile und Einzelheiten der vorliegenden Erfindung ergeben sich aus den im Folgenden beschriebenen Ausführungsbeispielen sowie anhand der Zeichnungen. Die aufgeführten Beispiele stellen keine Beschränkung der Erfindung dar. Es zeigen:

[0016] Fig. 1 eine erfindungsgemäße EKG-Messanordnung und

[0017] Fig. 2 ein schematisches Ablaufdiagramm eines erfindungsgemäßen Verfahrens.

[0018] Fig. 1 zeigt die erfindungsrelevanten Teile einer erfindungsgemäßen EKG-Messvorrichtung **1** mit drei Elektroden **2, 4, 6**, die auf gängige Art und Weise an einem Untersuchungsobjekt, beispielsweise dem Brustkorb eines Patienten (nicht dargestellt), angebracht sind. Der allgemeine Aufbau von EKG-Messvorrichtungen auch zur Triggerung von Magnetresonanztgeräten ist im Stand der Technik bekannt und soll hier der besseren Übersicht halber nicht wiederholt werden.

[0019] Zwischen je zwei der Elektroden **2, 4, 6** der erfindungsgemäßen EKG-Messvorrichtung **1** können die Spannungen U_1 , U_2 und U_3 auf einem geschlossenen Umlaufpfad über die Elektroden **2, 4, 6** wie durch die gestrichelten Pfeile in Fig. 1 angedeutet, abgegriffen werden. Die Spannungen U_1 , U_2 , U_3 stellen dabei die jeweiligen Ableitungen der elektrischen Herzpotentiale dar, die gegebenenfalls mit Störsignalen überlagert sind.

[0020] Zur Messung der Spannungen U_1 , U_2 , U_3 werden von den Elektroden **2, 4, 6** Elektrodenkabel in eine Weiterverarbeitungseinheit **3** geführt, wo die Spannungen U_1 , U_2 , U_3 gemessen werden (Block **101** in Fig. 2). Gegebenenfalls werden in diesem Schritt die gemessenen Werte weiter mittels einer oder mehrerer Digitalisierungseinheiten **5** in digitale Signale gewandelt, was die Weiterverarbeitung vereinfacht.

[0021] Die gemessenen Werte der Spannungen U_1 , U_2 , U_3 werden an eine Überwachungseinheit **8** über-

mittelt. Dazu ist die Weiterverarbeitungseinheit **3** mit der Überwachungseinheit **8** mit mindestens einer signalleitenden Verbindung verbunden.

[0022] Die Überwachungseinheit **8** umfasst eine Überwachungswertermittlungseinheit **7**, in der aus den drei gemessenen Spannungen U_1 , U_2 , U_3 ein Überwachungswert ermittelt wird. In einem vorteilhaften Ausführungsbeispiel ist die Überwachungswertermittlungseinheit **7** eine Summiereinheit, die als Überwachungswert die Summe der gemessenen Werte der Spannungen U_1 , U_2 , U_3 ermittelt, wie in Fig. 2 in Block **102** dargestellt. Diese Vorgehensweise erweist sich als besonders vorteilhaft, da keine zusätzliche Hardware zur Gewinnung des Summenwertes erforderlich ist, sondern insbesondere bei Verwendung von digitalisierten Spannungswerten eine rein digitale Ausgestaltung der Überwachungseinheit **8** ausreichend ist. Somit kann das Verfahren ohne großen Aufwand umgesetzt werden.

[0023] Der von der Überwachungswertermittlungseinheit **7** ermittelte Überwachungswert wird von einer Überprüfungseinheit **9** der Überwachungseinheit **8** mit einem Referenzwert verglichen und eine Abweichung des Überwachungswertes von dem Referenzwert bestimmt. Ist als Überwachungswert die Summe der gemessenen Werte der Spannungen U_1 , U_2 , U_3 ermittelt worden, wird als Referenzwert vorteilhaft der Wert Null verwendet, wie in Fig. 2 in Block **103** dargestellt. Denn durch Bilden der Summe der Spannungen U_1 , U_2 , U_3 als Überwachungswert und Vergleichen des Wertes der Summe mit dem Wert Null als Referenzwert, kann einfach auf Grundlage des zweiten Kirchhoffschen Gesetzes entschieden werden, ob eine Störung vorliegt oder nicht.

[0024] Das zweite Kirchhoffsche Gesetz besagt, dass die Summe der Spannungen einer Masche bzw. über einen geschlossenen Umlaufpfad gleich Null sein muss. Ist also die ermittelte Summe ungleich Null, so muss eine Störung vorliegen. Diese Störung kann einerseits eine Störung in der Hardware der EKG-Messvorrichtung sein, z. B. ein Fehler in der Verkabelung bzw. in der Verschaltung (Elektroden, Elektrodenkabel, Weiterverarbeitungseinheit, Datenübertragung...) der EKG-Messvorrichtung, oder durch zeitlich veränderliche Magnetfelder bedingt sein, wie sie z. B. in der Umgebung eines Magnetresonanztgeräts durch wechselnde Gradientenfelder oder Bewegungen im statischen Magnetfeld des Magnetresonanztgeräts erzeugt werden. Denn das zweite Kirchhoffsche Gesetz, die so genannte Maschenregel, gilt nur in Abwesenheit zeitlich veränderlicher Magnetfelder, d. h. die Summe der Spannungen einer Masche ist nur in Abwesenheit zeitlich veränderlicher Magnetfelder gleich Null.

[0025] Ist die Summe der Spannungen U_1 , U_2 , U_3 ungleich Null, bzw. überschreitet die Abweichung des

Überwachungswertes vom Referenzwert einen vorgegebenen Toleranzbereich, obwohl keine zeitlich veränderlichen Magnetfelder vorhanden sind, ist der Fehler in der Hardware der EKG-Messvorrichtung zu suchen.

[0026] Somit kann durch Bestimmen einer Abweichung des Überwachungswerts von dem Referenzwert in Block **103** ein Vorliegen einer Störung ermittelt werden.

[0027] Stellt die Überprüfungseinheit **9** in Block **103** fest, dass der Überwachungswert dem Referenzwert entspricht (gegebenenfalls im Rahmen vorgegebener Toleranzen), so liegt keine Störung vor (Block **104** in **Fig. 2**) und ein entsprechendes Störzustandssignal **S1** wird von der Überwachungseinheit **8** abgegeben, z. B. um an eine MR-Steuereinheit **20** und/oder eine MR-Triggereinheit **21** (MR: Magnetresonanz) eines Magnetresonanzgeräts (nicht dargestellt) geleitet zu werden und ein Triggersignal, das auf übliche Weise von der EKG-Messvorrichtung **1** an das Magnetresonanzgerät gesendet wurde, als gültig zu bestätigen. Dazu ist die Überwachungseinheit **8** vorteilhaft signalleitend mit der MR-Steuereinheit **20** und/oder der MR-Triggereinheit **21** verbunden.

[0028] Stellt die Überprüfungseinheit **9** in Block **103** fest, dass der Überwachungswert dem Referenzwert nicht entspricht, so liegt eine Störung vor (Block **105**) und ein entsprechendes Störzustandssignal **S2**, **S3** wird von der Überwachungseinheit **8** abgegeben.

[0029] Vorteilhaft ist die Überwachungseinheit **8** weiterhin dazu ausgebildet, von der MR-Steuereinheit **20** Informationen über ein Vorliegen einer zeitlichen Magnetfeldänderung, z. B. durch eingestrahlte Magnetresonanzsignale (eine MR-Sequenz) und/oder eine Bewegung, z. B. ein Verfahren einer Liege, auf der sich die EKG-Messvorrichtung **1** befindet, zu empfangen (Block **106** in **Fig. 2**). Stellt die Überwachungseinheit **8** auf diese Weise fest, dass eine Störung bei EKG-Signalen auftritt, die gleichzeitig mit eingestrahnten Magnetresonanzsignalen und/oder Bewegungen der EKG-Messvorrichtung **1** in dem statischen Magnetfeld des Magnetresonanzgeräts gemessen wurden (Block **108** in **Fig. 2**), zeigt sie durch Abgeben des Störzustandssignals **S2** eine magnetfeldbedingte Störung an. Insbesondere können auf diese Weise Gradientenstöreinkopplungen erkannt werden. Diese liegen dann vor, wenn ein Störsignal **S2** auftritt und die EKG-Messvorrichtung **1** nicht gleichzeitig in dem statischen Magnetfeld des Magnetresonanzgeräts bewegt wurde.

[0030] Vorteilhaft wird das Störzustandssignal **S2** dazu genutzt, eine mögliche Triggerung durch die MR-Triggereinheit **21** einer Magnetresonanzaufnahme mittels des Magnetresonanzgeräts zu unterdrücken. Die beschriebene einfache Weise der Erkennung

von magnetfeldbedingten Störungen erlaubt somit ohne großen Aufwand eine Unterdrückung von durch magnetfeldbedingte Störungen verursachten Fehl-Triggerungen. Somit kann eine genaue Triggerung von Magnetresonanzaufnahmen durch EKG-Signale und damit eine hohe Bildqualität der Aufnahmen erreicht werden.

[0031] Stellt die Überwachungseinheit **8** in Block **106** fest, dass keine magnetfeldbedingte Störung vorliegt (Block **107**), gibt sie eine Störung in der Hardware der EKG-Messvorrichtung **1** durch Abgeben des Störzustandssignals **S3** an. Die Abgabe eines Störzustandssignals **S3** führt vorteilhaft zu einer entsprechenden Anzeige für einen Nutzer auf einem Anzeigegerät **22**. Die Anzeige kann zum Beispiel lauten: "Störung – EKG-Hardware prüfen". Somit ist mit geringem Aufwand eine Plausibilitätsüberprüfung und Überwachung der Hardware der EKG-Messvorrichtung, insbesondere dem Gebilde aus Elektroden **2**, **4**, **6**, Elektrodenkabeln, Digitalisierungseinheiten **5** und weiteren Nachverarbeitungseinheiten, wie z. B. auch der Datenübertragungspfade, möglich. Alternativ kann die Anzeige eines Störzustandssignals **S3** auch durch ein Aufleuchten eines entsprechenden Kontrolllämpchens o. ä. an dem Anzeigegerät **22** geschehen.

[0032] Analog kann auch das Abgeben eines Störzustandssignals **S2** oder eines Störzustandssignals **S1** zu einer Anzeige auf dem Anzeigegerät **22** führen. Z. B. **S1** → "ok – keine Störung", **S2** → "Störung – Triggerung unterdrückt" oder durch Aufleuchten entsprechender Kontrolllämpchen.

[0033] In dem dargestellten Beispiel umfasst die EKG-Messvorrichtung **1** genau drei Elektroden **2**, **4**, **6**. Selbstverständlich sind auch EKG-Messvorrichtungen mit mehr als drei Elektroden zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens geeignet.

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

Zitierte Patentliteratur

- DE 102005027438 A1 [0007]

Patentansprüche

1. Verfahren zur Überprüfung von mit einer mindestens drei Elektroden umfassenden EKG-Messvorrichtung gemessenen EKG-Signalen auf ein Vorliegen von Störungen umfassend folgende Schritte:

- Messen von mindestens drei auf einem geschlossenen Umlaufpfad über die Elektroden der EKG-Messvorrichtung gemessenen Spannungen,
- Ermitteln eines Überwachungswertes aus den mindestens drei gemessenen Spannungen,
- Ermitteln eines Vorliegens einer Störung durch Bestimmen einer Abweichung des Überwachungswertes von einem Referenzwert,
- Abgeben eines Störzustandssignals.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei die gemessenen Spannungen digitalisiert werden bevor der Überwachungswert aus ihnen bestimmt wird.

3. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 2, wobei der Überwachungswert durch Summieren der Werte der gemessenen Spannungen ermittelt wird.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, wobei die EKG-Messung in der Umgebung eines Magnetresonanzgeräts erfolgt.

5. Verfahren nach Anspruch 4, wobei die EKG-Messung gleichzeitig mit einer Magnetresonanzmessung erfolgt.

6. Verfahren nach Anspruch 5, wobei das Störzustandssignal bei gleichzeitig mit der EKG-Messung eingestrahlenen Magnetresonanzsignalen und/oder gleichzeitig ausgeführter Bewegung der EKG-Messvorrichtung in einem statischen Magnetfeld eine magnetfeldbedingte Störung anzeigt.

7. Verfahren nach Anspruch 6, wobei das Störsignal eine Gradientenstöreinkopplung anzeigt, wenn die EKG-Messvorrichtung während des Auftretens des Störsignals nicht in einem statischen Magnetfeld bewegt wurde.

8. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei bei Vorliegen einer magnetfeldbedingten Störung eine Triggerung einer Magnetresonanzaufnahme unterdrückt wird.

9. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei ein Störzustandssignal eine Störung in der Hardware der EKG-Messvorrichtung angibt, wenn die EKG-Messung nicht von magnetischen Wechselfeldern beeinflusst war.

10. Verfahren nach Anspruch 9, wobei eine Störung in der Hardware der EKG-Messvorrichtung auf einem Anzeigergerät angezeigt wird.

11. EKG-Messvorrichtung umfassend mindestens drei Elektroden sowie eine Weiterverarbeitungseinheit zur Verarbeitung von zwischen je zwei verschiedenen der Elektroden anfallenden Spannungssignalen und eine Überwachungseinheit, die eine Überwachungswertermittlungseinheit umfasst, mit der aus mindestens drei auf einem geschlossenen Umlaufpfad über die Elektroden gemessenen Spannungen ein Überwachungswert ermittelbar ist, der eine Überprüfung der EKG-Messvorrichtung gemäß einem Verfahren der Ansprüche 1 bis 10 ermöglicht.

12. EKG-Messvorrichtung nach Anspruch 11, wobei die Überwachungswertermittlungseinheit eine Summiereinheit ist, die die mindestens drei auf einem geschlossenen Umlaufpfad über die Elektroden gemessenen Spannungen summiert und die so ermittelte Summe als Überwachungswert ermittelt.

13. EKG-Messvorrichtung nach einem der Ansprüche 11 bis 12, wobei vor die Überwachungswertermittlungseinheit mindestens eine Digitalisiereinheit geschaltet ist, die die gemessenen Spannungen digitalisiert, bevor sie die Überwachungswertermittlungseinheit erreichen.

14. EKG-Messvorrichtung nach einem der Ansprüche 11 bis 13, wobei die Überwachungseinheit eine Überprüfungseinheit umfasst, mit der eine Abweichung des Überwachungswertes von einem Referenzwert bestimmbar ist und die auf Basis der bestimmten Abweichung ein Vorliegen einer Störung prüfen und bei Vorliegen einer Störung ein Störzustandssignal abgeben kann.

15. EKG-Messvorrichtung nach einem der Ansprüche 11 bis 14, wobei die Überwachungseinheit zur Ermittlung des Vorliegens einer Magnetfeldänderung mit einer MR-Steuereinheit signalleitend verbunden ist.

16. EKG-Messvorrichtung nach einem der Ansprüche 11 bis 15, wobei die Überwachungseinheit zur Beeinflussung eines Triggersignals mit einer MR-Triggereinheit signalleitend verbunden ist.

17. EKG-Messvorrichtung nach einem der Ansprüche 11 bis 16, wobei die Überwachungseinheit zur Anzeige von Störungen mit einer Anzeigereinheit verbunden ist.

Es folgt ein Blatt Zeichnungen

FIG 1

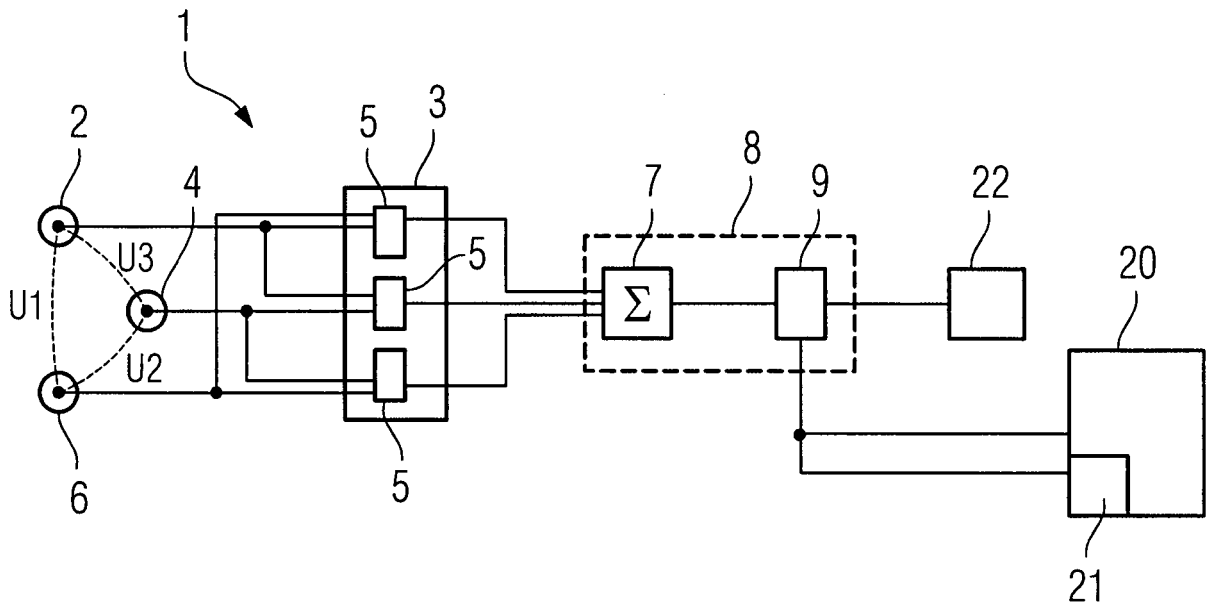
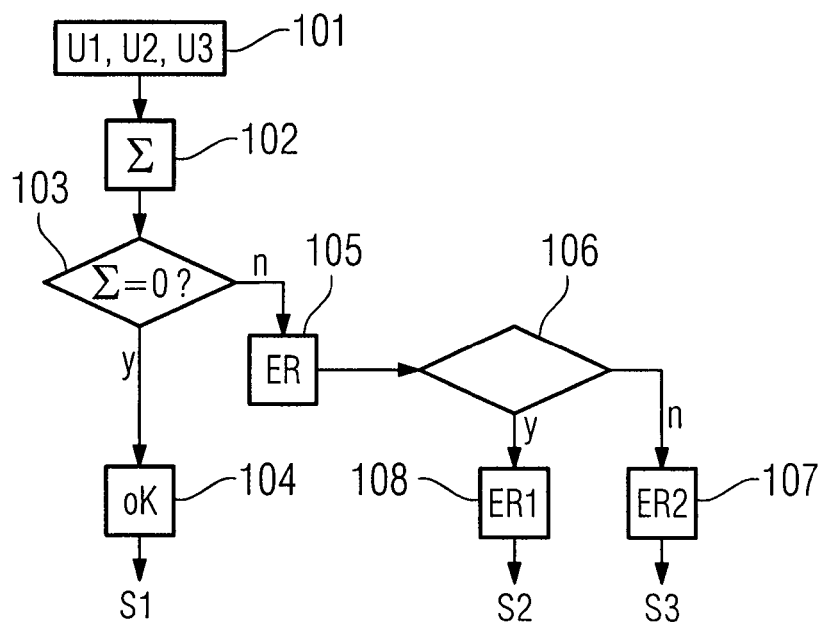


FIG 2





(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: 10 2009 015 385.3

(22) Anmeldetag: 27.03.2009

(43) Offenlegungstag: 30.09.2010

(51) Int Cl.⁸: **A61B 5/0456** (2006.01)

A61B 5/0402 (2006.01)

A61B 5/055 (2006.01)

(71) Anmelder:
Siemens Aktiengesellschaft, 80333 München, DE

(72) Erfinder:
**Frank, Michael, 91052 Erlangen, DE; Rößler,
Jürgen, Dr., 91058 Erlangen, DE**

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:

DE 10 2005 058332 A1

DE 10 2005 027438 A1

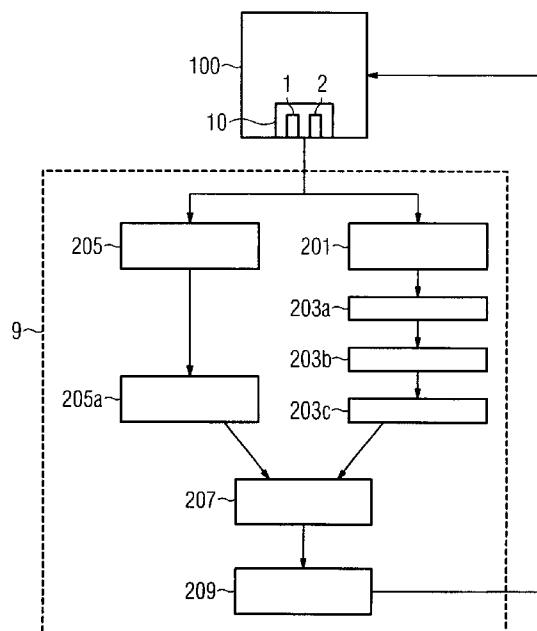
Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Verfahren zur Bestimmung einer R-Zacke in einem EKG-Signal, EKG-Messvorrichtung und Magnetresonanzgerät**

(57) Zusammenfassung: Ein erfindungsgemäßes Verfahren zur Bestimmung von R-Zacken in einem EKG-Signal zur Triggerung weiterer Messungen oder Untersuchungen umfasst folgende Schritte:

- Messen mindestens eines Referenz-EKG-Signals mit einer EKG-Messvorrichtung,
- Bestimmen einer R-Zacke in dem Referenz-EKG-Signal,
- Bestimmen mindestens einer Referenzgröße aus dem Referenz-EKG-Signal, die das Referenz-EKG-Signal in einem Zeitintervall annimmt, das vor der R-Zacke des EKG-Signals beginnt und bis maximal zu dem Auftreten der R-Zacke andauert,
- Erstellen zumindest einer Vergleichsvorschrift auf Basis der mindestens einen Referenzgröße,
- Messen von EKG-Signalen, in denen R-Zacken bestimmt werden sollen,
- Vergleichen der gemessenen EKG-Signale mit der mindestens einen Referenzgröße anhand der zumindest einen Vergleichsvorschrift,
- Abgeben eines Trigger-Signals auf Basis von mindestens einem positiven Ergebnis des Vergleichs.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bestimmung einer R-Zacke in einem EKG-Signal, eine EKG-Messvorrichtung und ein Magnetresonanzgerät

[0002] EKG-Messvorrichtungen werden in erster Linie zur Messung und Überwachung der Herzfunktion eines Patienten eingesetzt, dazu wird typischerweise über mindestens zwei Elektroden die Summenspannung der elektrischen Aktivität der Herzmuskelfasern als so genanntes „EKG-Signal“ gemessen. In [Fig. 1](#) ist beispielhaft ein idealer Verlauf eines solchen EKG-Signals als Spannung U über der Zeit dargestellt. Charakteristische Verläufe des EKG-Signals sind nach Einthoven mit den Buchstaben P, Q, R, S und T gekennzeichnet und geben üblicherweise die verschiedenen Phasen eines Herzschlags wieder.

[0003] Es gibt neben der reinen Überwachung der Herzfunktion eines Patienten noch weitere Anwendungen. Beispielsweise werden EKG-Signale auch bei der medizinischen Bildgebung zur Erzeugung von Trigger-Signalen verwendet. Über das EKG-Signal wird während der Bildgebung Information über die Herzphase gewonnen, um damit die Bildgebung mit der Herztätigkeit zu synchronisieren. Insbesondere bei Bildgebungsverfahren, die eine längere Aufnahmezeit benötigen, können so Herzaufnahmen oder auch Aufnahmen von Bereichen, die durch den Herzschlag bewegt werden, mit hoher Qualität erstellt werden.

[0004] Auch während einer Untersuchung eines Patienten mittels eines Magnetresonanzgeräts werden EKG-Messvorrichtungen zur insitu-Aufnahme von EKG-Signalen verwendet. Dabei stellt der Betrieb im Magnetresonanzgerät wegen der dort zur Bildgebung verwendeten starken Gradientenfelder und hochfrequenten Felder jedoch besondere Anforderungen an die EKG-Messvorrichtung, um eine gegenseitige Störung von Magnetresonanzgerät und EKG-Messvorrichtung zu verhindern. EKG-Messvorrichtungen, die im oben angegebenen Sinn Magnetresonanz-kompatibel sind, sind auf dem Markt erhältlich.

[0005] Die Bestimmung von R-Zacken in EKG-Signalen ist für eine zuverlässige Triggerung unerlässlich. Diese Bestimmung wird jedoch z. B. durch im Magnetfeld auftretende T-Wellenüberhöhungen erschwert.

[0006] Ein weiteres, großes Problem für eine zuverlässige EKG-Signalmessung stellen auch nach wie vor sich zeitlich ändernde Magnetfelder dar, wie sie im Magnetresonanzgerät als magnetische Gradientenfelder zur Ortskodierung verwendet werden. Derartige sich zeitlich ändernde Magnetfelder erzeugen nach dem Induktionsgesetz Störspannungen, die in

dem von den EKG-Elektroden aufgenommenen EKG-Signal als Störung eingekoppelt werden. Derartige magnetisch erzeugte Störsignale überlagern sich mit dem vom Herzen erzeugten EKG-Signal und verfälschen dieses.

[0007] Diese Störungen sind höchst unerwünscht. Zur Synchronisation einer Aufnahme eines Magnetresonanzbildes mit dem Herzschlag ist eine zuverlässige Erkennung der R-Zacke des EKG-Signals erforderlich. Die Störsignale können z. B. wegen ihrer oftmals ähnlichen Form irrtümlich als eine R-Zacke interpretiert werden und somit fälschlicherweise eine Triggerung einer Aufnahme eines Magnetresonanzbildes auslösen. Andererseits kann es auch vorkommen, dass eine „echte“ R-Zacke wegen der überlagerten Störsignale nicht als solche erkannt wird. Dies führt regelmäßig zu einer deutlichen Verschlechterung der Bildqualität.

[0008] Bisher wird versucht diese Problematik dadurch zu lösen, dass als mögliche R-Zacke bewertete Signale vor einer Triggerung weiter einer einfachen Schwellenwertprüfung unterworfen werden. Diese Schwellenwertprüfung sieht in der Regel einen nicht zu überschreitenden Maximalwert sowie einen nicht zu unterschreitenden Minimalwert vor. Wird der Maximalwert überschritten, wird davon ausgegangen, dass eine Störeinkopplung durch die Gradientenfelder vorlag. Wird der Minimalwert unterschritten, geht man davon aus, fälschlicherweise eine T-Welle als R-Zacke bewertet zu haben. In beiden Fällen wird kein Triggersignal abgegeben.

[0009] Es ist daher die Aufgabe der Erfindung, ein Verfahren, eine EKG-Messvorrichtung und ein Magnetresonanzgerät anzugeben, die eine zuverlässige Detektion von R-Zacken von in dem Magnetresonanzgerät gemessenen EKG-Signalen erlaubt.

[0010] Die Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch ein Verfahren gemäß Anspruch 1 bzw. eine EKG-Messvorrichtung gemäß Anspruch 19 bzw. ein Magnetresonanzgerät gemäß Anspruch 21.

[0011] Dabei umfasst ein erfindungsgemäßes Verfahren zur Bestimmung von R-Zacken in einem EKG-Signal zur Triggerung weiterer Messungen oder Untersuchungen folgende Schritte:

- Messen mindestens eines Referenz-EKG-Signals mit einer EKG-Messvorrichtung,
- Bestimmen einer R-Zacke in dem Referenz-EKG-Signal,
- Bestimmen mindestens einer Referenzgröße aus dem Referenz-EKG-Signal, die das Referenz-EKG-Signal in einem Zeitintervall annimmt, das vor der R-Zacke des EKG-Signals beginnt und bis maximal zu dem Auftreten der R-Zacke andauert,
- Erstellen zumindest einer Vergleichsvorschrift

auf Basis der mindestens einen Referenzgröße,
 – Messen von EKG-Signalen, in denen R-Zacken bestimmt werden sollen,
 – Vergleichen der gemessenen EKG-Signale mit der mindestens einen Referenzgröße anhand der zumindest einen Vergleichsvorschrift,
 – Abgeben eines Trigger-Signals auf Basis von mindestens einem positiven Ergebnis des Vergleichs.

[0012] Durch die mit dem Verfahren mögliche Analyse von EKG-Signalen in einem Zeitintervall vor dem interessierenden Ereignis, dem Auftreten einer R-Zacke, wird einerseits Zeit für diese Analyse gewonnen, bis ein Triggersignal bei Vorlage einer R-Zacke abgegeben werden kann, da nicht nur ein möglicherweise interessierendes Ereignis möglichst instantan analysiert wird, sondern ein EKG-Signal über eine längere Zeitdauer überprüft wird. Dies erhöht gleichzeitig auch die Zuverlässigkeit der Analyse und damit die Zuverlässigkeit der Bestimmung einer R-Zacke.

[0013] Eine erfindungsgemäße EKG-Messvorrichtung umfasst eine Verarbeitungseinheit, eine Recheneinheit und eine Speichereinheit, die derart zusammenwirken, dass ein erfindungsgemäßes Verfahren durchgeführt werden kann.

[0014] Ein erfindungsgemäßes Magnetresonanzgerät umfasst eine EKG-Messvorrichtung, eine Verarbeitungseinheit, eine Recheneinheit und eine Speichereinheit die derart zusammenwirken, dass ein erfindungsgemäßes Verfahren durchgeführt werden kann, wobei das abgegebene Trigger-Signal zur Triggerung von Messungen mit dem Magnetresonanzgerät verwendet wird.

[0015] Für eine erfindungsgemäße EKG-Messvorrichtung und ein erfindungsgemäßes Magnetresonanzgerät gelten die verfahrensbezogenen Vorteile analog.

[0016] Weitere Vorteile und Einzelheiten der vorliegenden Erfindung ergeben sich aus den im Folgenden beschriebenen Ausführungsbeispielen sowie anhand der Zeichnungen. Die aufgeführten Beispiele stellen keine Beschränkung der Erfindung dar. Es zeigen:

[0017] Fig. 1 beispielhaft einen idealen Verlauf eines EKG-Signals über der Zeit,

[0018] Fig. 2 eine schematische Darstellung eines Ablaufs des erfindungsgemäßen Verfahrens in Verbindung mit einer EKG-Messvorrichtung und einem Magnetresonanzgerät,

[0019] Fig. 3 schematisch, eine EKG-Messvorrichtung,

[0020] Fig. 4 ein schematisches Flussdiagramm eines erfindungsgemäßen Verfahrens mit einer besonders vorteilhaften Auswahl und Verknüpfung von Referenzgrößen und Vergleichsvorschriften.

[0021] Anhand der Fig. 2 und Fig. 3 wird im Folgenden das erfindungsgemäße Verfahren in Verbindung mit einer EKG-Messvorrichtung und einem Magnetresonanzgerät erläutert.

[0022] Während einer Untersuchung befindet sich ein Patient mit einer angelegten EKG-Messvorrichtung **10** in dem Magnetresonanzgerät **100**. Das Magnetresonanzgerät **100** sowie die EKG-Messvorrichtung sind hier nur schematisch als Block dargestellt, da der prinzipielle Aufbau aus Magneteinheit, Hochfrequenzspulen, Gradientenspuleneinheit, Liege, Steuereinheiten eines Magnetresonanzgeräts sowie der prinzipielle Aufbau einer EKG-Messvorrichtung mit EKG-Elektroden und Verstärker-/Filtereinheiten zur Messung einer Spannung zwischen zwei EKG-Elektroden bekannt ist.

[0023] Erfindungsgemäß umfasst das Magnetresonanzgerät **100** insbesondere eine EKG-Messvorrichtung **10**, eine Verarbeitungseinheit **9**, eine Recheneinheit **8** und eine Speichereinheit **8a**. Die getrennte oder zusammengelegte Darstellung dieser Einheiten ist nicht unbedingt körperlich, sondern vielmehr als eine Trennung bzw. Zusammenfassung nach Sineinheiten zu verstehen.

[0024] Die EKG-Messvorrichtung **10**, die Verarbeitungseinheit **9**, die Recheneinheit **8** und die Speichereinheit **8a** sind mit dem Magnetresonanzgerät **100** und untereinander zur Übermittlung von Daten verbunden.

[0025] Die EKG-Messvorrichtung **10** ist hier vorteilhaft als zwei EKG-Kanäle **1** und **2** umfassend dargestellt. Das erfindungsgemäße Verfahren ist auch mit EKG-Messvorrichtungen mit nur einem oder mehr als 2 EKG-Kanälen durchführbar, jedoch sind zwei EKG-Kanäle wie weiter unten genauer ausgeführt wird, für eine besonders zuverlässige und aufwandsarme Bestimmung von R-Zacken in EKG-Signalen bereits ausreichend geeignet.

[0026] Dabei gibt ein EKG-Kanal **1**, **2** ein EKG-Signal aus, das die EKG-Messvorrichtung aus einer Spannung zwischen zwei an dem Patienten anliegenden EKG-Elektroden (nicht dargestellt) ermittelt.

[0027] In einem ersten Schritt **201** des Verfahrens wird mindestens ein Referenz-EKG-Signal an einem Kanal **1**, **2** der EKG-Messvorrichtung **10** gemessen. Dabei wird das mindestens eine Referenz-EKG-Signal in einer nicht durch äußere Einflüsse gestörten Umgebung, z. B. im Magneten des Magnetresonanzgeräts **100**, ohne dass Gradientenfelder in dem Mag-

netresonanzgerät **100** geschaltet werden, aufgenommen. In einem weiteren Schritt **203a** wird die R-Zacke in dem Referenz-EKG-Signal, z. B. auf eine der im Stand der Technik bekannten Weisen, bestimmt.

[0028] Aus dem mindestens einen Referenz-EKG-Signal wird weiter (Schritt **203b**) mindestens eine Referenzgröße bestimmt, die das Referenz-EKG-Signal in einem Zeitintervall annimmt, das vor der R-Zacke des EKG-Signals beginnt, und bis maximal zum Zeitpunkt des Auftretens der R-Zacke andauert. Es kann sich somit bei der Referenzgröße auch um einen Verlauf einer aus dem EKG-Signal ermittelten Größe über eine Zeitdauer in dem Zeitintervall handeln.

[0029] Die Größe des Zeitintervalls kann dabei weitgehend frei vorgegeben werden.

[0030] In einem vorteilhaften Ausführungsbeispiel liegt das Zeitintervall z. B. innerhalb der Steigung des EKG-Signals zwischen den mit „Q“ und „R“ bezeichneten Punkten (siehe [Fig. 1](#)). Wird mehr als ein EKG-Kanal **1, 2** erfasst, beginnt das Zeitintervall vorteilhaft, sobald in einem der Kanäle **1, 2** der Beginn der Steigung zwischen „Q“ und „R“ detektiert wird, und endet, sobald im letzten der Kanäle **1, 2** das Ende dieser Steigung detektiert wird. Damit hat das Zeitintervall eine Dauer in der Größenordnung von ca. 12 bis 20 Millisekunden, maximal 50 bis 60 Millisekunden, vor der R-Zacke. Bei einer solchen Wahl des Zeitintervalls ist die weitere Analyse von EKG-Signalen innerhalb des Zeitintervalls wegen des dort besonders unterscheidungskräftigen Signalverlaufs, z. B. wegen einer dort relativ großen Amplitude und einer dort relativ großen ersten Ableitung des Signalverlaufs, wie weiter unten beschrieben, gut zu bewerkstelligen.

[0031] Das Bestimmen einer Referenzgröße kann dabei z. B. wie in [Fig. 3](#) schematisch veranschaulicht durchgeführt werden. Die von den Kanälen **1** und **2** gewonnenen EKG-Signale **3.1** und **3.2** werden einer Verarbeitungseinheit **9** zugeführt, die dazu ausgebildet ist, die EKG-Signale weiter zu verarbeiten. Als mögliche Referenzgröße kann somit einerseits das EKG-Signal **3.1, 3.2**, sofern es in dem Zeitintervall liegt, wie es der Verarbeitungseinheit **9** zugeführt wurde in einer Speichereinheit **8a** gespeichert werden. Die Referenzgröße ist somit einfach ein Signalwert über der Zeit, also ein Signalverlauf, eines Kanals der EKG-Messvorrichtung. Gegebenenfalls wird nicht der gesamte Verlauf des EKG-Signals **3.1, 3.2** in dem Zeitintervall als Referenzgröße gespeichert, sondern nur Teile desselben, z. B. einzelne Messpunkte in dem Zeitverlauf. Grundsätzlich sind jedoch möglichst umfassende Signalverläufe aus dem Zeitintervall allein wegen der höheren Datenmenge und der dadurch möglichen Mittelung über die Daten als

sicherere Referenzgröße einzelnen Messpunkten vorzuziehen. Eine solche Mittelung kann weiterhin auch über mehrere aufgenommene Signalverläufe von Referenz-EKG-Signalen erfolgen.

[0032] Vorteilhaft wird ein EKG-Signal **3.1, 3.2** in der Verarbeitungseinheit **9** einer Ableitungsbildungseinheit **4** zugeführt, die die zeitliche Ableitung des jeweiligen EKG-Signals **3.1, 3.2** als Referenzgröße an die Speichereinheit **8a** weiterführt. Die Speicherung dieser zeitlichen Ableitung als Referenzgröße kann zusätzlich oder alternativ zu der Speicherung des EKG-Signals **3.1, 3.2** selbst als Referenzgröße erfolgen. Dabei kann durch die Ableitungsbildungseinheit **4** neben einer ersten zeitlichen Ableitung des jeweiligen EKG-Signals **3.1, 3.2** auch eine zweite zeitliche Ableitung des jeweiligen EKG-Signals **3.1, 3.2** ermittelt und an die Speichereinheit **8a** weitergeführt werden.

[0033] Wenn zwei Kanäle **1** und **2** zur Signalgewinnung genutzt werden, können diese jeweils getrennt betrachtet werden und/oder weitere Referenzgrößen aus den EKG-Signalen **3.1** und **3.2**, die innerhalb des Zeitintervalls liegen, ermittelt werden. In letzterem Fall können beispielsweise die EKG-Signale **3.1** und **3.2** einer Magnitudenbestimmungseinheit **5** zugeführt werden, die die gemeinsame Magnitude (Mag) der beiden EKG-Signale **3.1** und **3.2** errechnet. Dies erfolgt beispielsweise durch Bilden der Wurzel, der Summe der quadrierten Werte der EKG-Signale **3.1** und **3.2** (S_1 und S_2):

$$Mag = \sqrt{S_1^2 + S_2^2} .$$

Dies kann besonders einfach dann geschehen, wenn vorteilhaft die einzelnen EKG-Signale **3.1, 3.2** in dem Zeitintervall einzelner Kanäle **1, 2** als Komponenten eines Vektors $V = (S_1, S_2)$, bzw. im Falle von genau zwei Kanälen **1, 2** als komplexe Zahl Z , mit $\text{Re}\{Z\} = S_1$ und $\text{Im}\{Z\} = S_2$, geschrieben werden. Natürlich sind auch komplexwertige Vektoren möglich. Die oben beschriebene gemeinsame Magnitude kann somit auch als der absolute Betrag des Vektors V bzw. der komplexen Zahl Z bezeichnet werden. Auch hier wird gegebenenfalls nicht der gesamte Verlauf des EKG-Signals **3.1, 3.2** in dem Zeitintervall zur Berechnung der gemeinsamen Magnitude als Referenzgröße in der Speichereinheit **8a** gespeichert, sondern evtl. nur Teile desselben, z. B. einzelne Messpunkte in dem Zeitverlauf. Werden mehr als zwei Kanäle **1, 2** gemessen, z. B. drei oder mehr, kann die gemeinsame Magnitude analog durch Bilden der Wurzel, der Summe der quadrierten Werte der, z. B. der drei oder mehr EKG-Signale (S_1, S_2, S_3, \dots) jedes gemessenen Kanals gebildet werden:

$$Mag = \sqrt{(S_1^2 + S_2^2 + S_3^2 + \dots)} .$$

[0034] Als gemeinsame Magnitude kommen Werte in Betracht, die die einzelnen Werte der zu ihrer Be-

rechnung verwendeten EKG-Signale gleichwertig aufnehmen und somit die Informationen der EKG-Signale in einem gemeinsamen Wert wiedergeben. Durch die Betrachtung einer gemeinsamen Magnitude können bei einem später beschriebenen Vergleich von Vergleichsgrößen gemessener EKG-Signale **3.1**, **3.2** mit den Referenzwerten vorteilhaft Schwankungen, z. B. in einem einzelnen gemessenen Kanal oder wenigen gemessenen Kanälen ausgeglichen werden. Eine solche Bestimmung einer R-Zacke unter Berücksichtigung mindestens zweier EKG-Kanäle ist daher besonders robust.

[0035] Eine solche durch die Magnitudenbestimmungseinheit **5** ermittelte gemeinsame Magnitude zweier oder auch mehrere EKG-Signale **3.1**, **3.2** von zwei oder mehr Kanälen **1**, **2** einer EKG-Messvorrichtung **10** wird ebenfalls der Speichereinheit **8a** zur Speicherung als Referenzgröße übermittelt. Alternativ oder zusätzlich kann auch die ermittelte gemeinsame Magnitude zunächst einer Ableitungsbildungseinheit **4** zugeführt werden, die die zeitliche Ableitung der gemeinsamen Magnitude zur Speicherung als Referenzwert an die Speichereinheit **8a** weitergibt. Auch hier kann durch die Ableitungsbildungseinheit **4** neben einer ersten zeitlichen Ableitung auch eine zweite zeitliche Ableitung der ermittelten gemeinsamen Magnitude ermittelt und an die Speichereinheit **8a** weitergeführt werden.

[0036] Ein Vorteil der Verwendung der jeweiligen zeitlichen ersten und ggf. zweiten Ableitungen der beschriebenen Größen ist, dass diese nicht etwaigen Offsetschwankungen unterworfen sind.

[0037] Eine weitere vorteilhaft zusätzlich zu bestimmende Referenzgröße ist, bei Verwendung von zwei EKG-Signalen **3.1**, **3.2** von zwei Kanälen **1**, **2**, die Bestimmung eines sogenannten Referenzwinkels (RHO_{ref}) mittels einer Winkelbestimmungseinheit **7** zwischen den Werten der EKG-Signale ($S1$ und $S2$) zum Zeitpunkt des Auftretens der bereits bestimmten R-Zacke auf folgende Weise:

$$RHO_{ref} = \arctan\left(\frac{S1(t = RZacke)}{S2(t = RZacke)}\right).$$

[0038] Ein auf diese Weise bestimmter Referenzwinkel liefert somit eine Information über einen durch die jeweilige Kontaktierung der Kanäle mit dem Patienten bestehenden Phasenverzug zwischen den beiden Kanälen **1** und **2**. Werden die einzelnen EKG-Signale **3.1**, **3.2** wie bereits oben angeregt, in einem Vektor V oder einer komplexen Zahl Z zusammengefasst, kann der Phasenverzug als Winkelinformation in den als Trajektorien dargestellten EKG-Signalen veranschaulicht werden. Der Phasenverzug zwischen zwei Kanälen während einer EKG-Messung bleibt (im Rahmen physiologischer Schwankungen) konstant. Somit darf auch ein nach Bestimmung

des Referenzwinkels bestimmter Winkel RHO zwischen gemessenen EKG-Signalen **3.1**, **3.2** der Kanäle **1**, **2**, wenn eine R-Zacke vorliegt, nicht signifikant von dem Referenzwinkel RHO_{ref} abweichen, wenn nicht durch äußere Einflüsse, wie z. B. Atembewegungen eine Variation der Phasen der Kanäle eintritt. Damit kann eine solche Winkelinformation vorteilhaft zur weiteren Absicherung einer im nach der Bestimmung der Referenzwerte gemessenen EKG-Signal detektierten R-Zacke herangezogen werden.

[0039] Als mögliche Referenzgrößen, die aus den Referenz-EKG-Signalen bestimmt werden, wurden somit zusammenfassend als Beispiele vorgeschlagen: die Signalwerte der Referenz-EKG-Signale in dem Zeitintervall oder in Teilen desselben, die erste und ggf. zweite zeitliche Ableitung der Signalwerte, eine gemeinsame Magnitude in dem Zeitintervall oder in Teilen desselben, die erste und ggf. zweite zeitliche Ableitung der gemeinsamen Magnitude und/oder ein ermittelter Referenzwinkel RHO_{ref} zum Zeitpunkt des Auftretens einer R-Zacke in dem Referenz-EKG-Signal.

[0040] Aus den gespeicherten Referenzgrößen wird in einem weiteren Schritt (**203c**) eine Vergleichsvorschrift erstellt. Dies geschieht in einer Recheneinheit **8**, die Zugriff auf die in der Speichereinheit **8a** gespeicherten Referenzgrößen hat, und an die später gemessene EKG-Signale, ggf. in verarbeiteter Form geleitet werden können. Die Vergleichsvorschrift gibt als Ergebnis an, wie später gemessene EKG-Signale, in denen eine R-Zacke bestimmt werden soll, mit den Referenzgrößen korrelieren müssen, wenn eine R-Zacke vorliegt.

[0041] Beispielsweise umfasst die Vergleichsvorschrift somit eine Bestimmung einer Abweichung der Referenzgröße von einer entsprechenden Größe eines gemessenen EKG-Signals als Ergebnis. Dies kann z. B. derart erfolgen, dass die Referenzgrößen derart aufbereitet werden, dass z. B. die Summe über die Fehlerquadrate von den Referenzgrößen entsprechenden Größen des gemessenen EKG-Signals gegenüber den Referenzgrößen bestimmt wird. Die Summe der Fehlerquadrate wird z. B. über folgende Formel bestimmt:

$$SumQ(\tau) = \alpha_s \cdot \sum_{t=0}^{\Delta t} \left(|X(\tau - \Delta t + t) - LX(t)| \right)^2,$$

wobei $LX(t)$ die Referenzgröße, $X(t)$ die gemessene entsprechende Vergleichsgröße, Δt das Zeitintervall und α_s ein Normalisierungsfaktor ist, der sicherstellt, dass $SumQ(\tau)$ gleich null ist, wenn $X(t)$ identisch mit der vorher bestimmten Referenzgröße $LX(\tau)$ ist. Dabei ist eine vorteilhafte Wahl des Normierungsfaktors die reziproke Summe der quadrierten Referenzgrößenwerte über das Zeitintervall. Dieser Wert kann auch als „Energie“ der Referenzgröße im Zeitintervall bezeichnet werden.

[0042] Ein positives Ergebnis dieses Vergleichskriteriums ist somit ein Wert gleich Null (Idealwert), bzw. ein Wert, der maximal einen vorgebbaren kleinen Schwellwert $\varepsilon_1, \varepsilon_4, \varepsilon_8, \varepsilon_{11}$ von Null abweicht (siehe auch [Fig. 4](#)).

ε_7

[0043] Eine andere Art der Fehlerberechnung, wie z. B. die Bestimmung des einfachen Fehlers, zur Bestimmung der Abweichung ist je nach angestrebter Genauigkeit ebenfalls denkbar. Die jeweiligen Vor- und Nachteile verschiedener Fehlerberechnungen sind bekannt.

[0044] Alternativ oder zusätzlich kann die Vergleichsvorschrift die Anwendung eines Optimalfilters und Ausgabe eines Ähnlichkeitswertes als Ergebnis umfassen. Ein Optimalfilter (engl. „matched filter“, MF) bestimmt die Ähnlichkeit einer Kurve, hier z. B. des Verlaufs des später gemessenen EKG-Signals oder einer einer Referenzgröße entsprechenden Größe des EKG-Signals im Zeitintervall als Vergleichswert, mit einer vorgegebenen Kurve, hier einer Referenzgröße, z. B. dem Verlauf der, z. B. ersten, zeitlichen Ableitung der gemeinsamen Magnitude der Referenz-EKG-Signale. Mathematisch geschieht dies vorteilhaft über Bilden der Korrelation von Referenzgröße und entsprechender Größe, z. B. vorteilhaft nach folgender Formel:

$$MF(\tau) = \alpha \cdot \sum_{t=0}^{\Delta t} X(\tau - \Delta t + t) \cdot LX^*(t),$$

wobei $LX(t)$ die Referenzgröße, $X(t)$ die gemessene entsprechende Vergleichsgröße, die jeweils als komplexwertige Größe dargestellt sind, Δt das Zeitintervall und α ein Normalisierungsfaktor ist, der sicherstellt, dass $MF(\tau)$ gleich eins ist, wenn $X(t)$ identisch mit der vorher bestimmten Referenzgröße $LX(\tau)$ ist. Das „*“ bedeutet, wie bei komplexen Zahlen üblich, dass die konjugiert-komplexe Größe eingesetzt wird. Eine vorteilhafte Wahl des Normierungsfaktors ist wieder die reziproke Summe der quadrierten Referenzgrößenwerte über das Zeitintervall. Dieser Wert kann auch als „Energie“ der Referenzgröße im Zeitintervall bezeichnet werden.

[0045] Ein positives Ergebnis dieses Vergleichskriteriums ist somit ein Vergleichswert gleich eins (Idealwert), bzw. ein Wert, der maximal einen vorgebbaren kleinen Schwellwert $\varepsilon_2, \varepsilon_5, \varepsilon_9, \varepsilon_{12}$ nach unten bzw. $\varepsilon_3, \varepsilon_6, \varepsilon_{10}, \varepsilon_{13}$ nach oben von eins abweicht. Die obere bzw. untere Schwelle $\varepsilon_2, \varepsilon_5, \varepsilon_9, \varepsilon_{12}$ bzw. $\varepsilon_3, \varepsilon_6, \varepsilon_{10}, \varepsilon_{13}$ kann dabei selbstverständlich auch jeweils gleich groß gewählt werden (siehe auch [Fig. 4](#)).

[0046] Wurde zusätzlich auch ein Referenzwinkel RHO_ref als Referenzgröße bestimmt, kann als weitere Vergleichsvorschrift eine maximale Abweichung eines auf gleiche Weise bestimmten Winkels RHO im gemessenen EKG-Signal vorgegeben werden. Bei-

spielsweise soll der Winkel RHO in einem Kegel um RHO_ref liegen, der in jeder Richtung maximal um einen Winkelbereich von ca. 65° bis 70° abweicht.

[0047] Eine Messung eines Referenz-EKG-Signals und die Schritte bis zur Erstellung der Vergleichsvorschrift (**201, 203a, b, c**) werden vorteilhaft jedes Mal nach Anlegen der EKG-Messvorrichtung **10** an den Patienten vor Durchführung der mit dem Magnetresonanzgerät **100** geplanten, einer Triggerung bedürftiger Messungen durchgeführt. Insbesondere wird ein Referenz-EKG-Signal nach Anlegen der EKG-Messvorrichtung **10** an den auf einer Untersuchungs-liege des Magnetresonanzgeräts befindlichen Patienten, solange immer wieder durchgeführt, bis ein Verfahren der Untersuchungs-liege in den Magneten des Magnetresonanzgeräts gestartet wird. Auf diese Weise können besonders aktuelle Referenzgrößen bestimmt werden, nachdem eine weitestgehende Stabilisierung der Kontaktierung der EKG-Messvorrichtung **10** mit dem Patienten erfolgt ist, und noch keine störenden Einflüsse des Magnetfeldes des Magnetresonanzgeräts auf die EKG-Messvorrichtung **10** vorliegen.

[0048] Die Speicherung mehrerer Referenzgrößen und deren Verwendung für die Erstellung der Vergleichsvorschrift erhöht die Flexibilität und Stabilität des Verfahrens. Es kann aber auch genügen, nur eine Referenzgröße, z. B. die zeitliche Ableitung, insbesondere die erste zeitliche Ableitung, der Signalwerte oder der gemeinsamen Magnitude, auszuwerten.

[0049] Sind die Referenzgrößen bekannt und die Vergleichsvorschrift(en) festgelegt, wird die eigentliche EKG-Messung, die zur Triggerung von weiteren Messungen oder Untersuchungen, z. B. mittels des Magnetresonanzgeräts verwendet werden sollen begonnen (Schritt **205**). Aus den hierbei gemessenen EKG-Signalen werden analog der mit Bezug auf [Fig. 3](#) beschriebenen Vorgehensweise zur Bestimmung der Referenzgrößen, den Referenzgrößen entsprechende Vergleichswerte ermittelt (Schritt **205a**).

[0050] Im Einzelnen werden somit alternativ oder jeweils aus den gemessenen EKG-Signalen ständig zum Vergleich mit den entsprechenden Referenzgrößen ermittelt: die Signalwerte der gemessenen EKG-Signale, die erste und ggf. zweite zeitliche Ableitung der Signalwerte, eine gemeinsame Magnitude der gemessenen EKG-Signale, die erste und ggf. zweite zeitliche Ableitung der gemeinsamen Magnitude und/oder ein analog zum Referenzwinkel RHO_ref ermittelter Winkel RHO im gemessenen EKG-Signal.

[0051] Diese Vergleichswerte (Signalwerte und/oder erste zeitliche Ableitung und/oder zweite zeitliche Ableitung der Signalwerte und/oder gemein-

same Magnitude und/oder erste zeitliche Ableitung und/oder zweite zeitliche Ableitung der gemeinsamen Magnitude und/oder Winkel RHO) werden anhand mindestens einer der oben beschriebenen Vergleichsvorschriften mit den Referenzwerten verglichen (Schritt **207**).

[0052] Zusammenfassend werden folgende Größen und Referenzgrößen zur Bestimmung einer jeweiligen Abweichung für die Vergleichsvorschriften vorgeschlagen:

- die EKG-Signalwerte **3.1**, **3.2** der gemessenen EKG-Signale von der entsprechenden Referenzgröße und/oder
- die erste(n) zeitliche(n) Ableitung(en) der gemessenen EKG-Signalwerte **3.1**, **3.2** von der entsprechenden Referenzgröße und/oder
- die zweite(n) zeitliche(n) Ableitung(en) der gemessenen EKG-Signalwerte **3.1**, **3.2** von der entsprechenden Referenzgröße und/oder
- die gemeinsame Magnitude der gemessenen EKG-Signalwerte **3.1**, **3.2** von der entsprechenden Referenzgröße und/oder
- die erste zeitliche Ableitung der gemeinsamen Magnitude der gemessenen EKG-Signalwerte **3.1**, **3.2** von der entsprechenden Referenzgröße und/oder
- die zweite zeitliche Ableitung der gemeinsamen Magnitude der gemessenen EKG-Signalwerte **3.1**, **3.2** von der entsprechenden Referenzgröße und/oder
- der Phasenverzug der EKG-Signale zweier Kanäle **1**, **2** in Form des bestimmten Winkels RHO vom Referenzwinkel RHO_ref

[0053] Zur Bestimmung der Abweichungen der genannten Größen und Referenzgrößen, insbesondere für die genannten EKG-Signalwerte **3.1**, **3.2**, die gemeinsame Magnitude und ihre jeweiligen Ableitungen, werden jeweils die folgenden Vergleichskriterien vorgeschlagen:

- Fehlerbestimmung, insbesondere über die Summe der Fehlerquadrate wie oben beschrieben und/oder
- Optimalfilter, insbesondere wie oben beschrieben.

[0054] Vorteilhaft werden sowohl die Fehlerbestimmung, insbesondere über die Summe der Fehlerquadrate, als auch ein Optimalfilter angewendet. Insbesondere wenn mehrere Kanäle **1**, **2** zur Messung des EKG-Signals verwendet werden, ist z. B. die alleinige Verwendung von Optimalfiltern nicht empfehlenswert, da ein Ergebnis des Optimalfilters auch dann nahe dem Optimalwert eins liegen kann, wenn nur ein Kanal ein Ergebnis nahe dem Optimalwert liefert, der bzw. die anderen Kanäle jedoch nicht.

[0055] Weiterhin vorteilhaft werden Referenz-EKG-Signale und vor der Bestimmung der Re-

ferenzgrößen und gemessene EKG-Signale vor der Bestimmung der Vergleichswerte (vgl. **Fig. 3**) einem Glättungsfilter **11**, beispielsweise einem Tiefpass, zugeführt, der die EKG-Signale z. B. von hochfrequenten Störungen befreit. Mit auf diese Weise erhaltenen „geglätteten“ Referenzwerten und Vergleichswerten können, insbesondere zusätzlich, analog die oben beschriebenen Schritte **203c**, **207** und **209** durchgeführt werden.

[0056] Als Bedingung für die Abgabe eines Trigger-Signals können sowohl die Ergebnisse des oben beschriebenen Vergleichs mit den ungeglätteten Werten, als auch die Ergebnisse dieses „geglätteten“ Vergleichs positiv sein müssen („und“-Verknüpfung; „AND“) oder die Ergebnisse der beiden Vergleiche können mit einer „oder“-Verknüpfung („OR“) als Bedingung für die Abgabe eines Trigger-Signals herangezogen werden.

[0057] Durch Verwendung eines solchen Glättungsfilters **11** wird die Dauer des Verfahrens zwar insgesamt verlängert. Der Nachteil dieser längeren Dauer, die in einer Größenordnung von ca. 2 bis 3 Millisekunden liegt, muss nach Bedarf gegen den Vorteil der störungsfreien Signale für die Auswertung abgewogen werden.

[0058] Wie bereits oben beschrieben, kann bereits eine Referenzgröße und deren Vergleich mit dem entsprechenden Vergleichswert eines gemessenen EKG-Signals für das Verfahren ausreichend sein. Die Zuverlässigkeit der Erkennung einer R-Zacke erhöht sich jedoch mit der Zahl der im Vergleich überprüften Referenzgrößen.

[0059] Für eine besonders sichere Bestimmung einer R-Zacke in den gemessenen EKG-Signalen müssen somit sämtliche Ergebnisse der Vergleichsvorschrift positiv sein. Es kann aber auch zumindest ein positives Ergebnis als ausreichend gewählt werden, wenn die Anforderungen an die Genauigkeit der Bestimmung der R-Zacke aus evtl. gegebenen Gründen keinen höheren Anforderungen gerecht werden muss.

[0060] Ist dies der Fall und also das Ergebnis ist bzw. die Ergebnisse der Vergleichsvorschrift sind positiv, wird in einem letzten Schritt **209** ein Trigger-Signal abgegeben, das dem Magnetresonanzgerät zugeführt wird und dort eine Messung, z. B. eine Bildaufnahme eines Organs, triggert.

[0061] In einem besonders vorteilhaften Ausführungsbeispiel erfolgt die Abgabe eines Trigger-Signals in Schritt **209** erst dann, wenn zusätzlich, nach Feststellung einer ausreichenden Zahl positiver Ergebnisse der bereits beschriebenen Kriterien, die erste zeitliche Ableitung der gemeinsamen Magnitude, bzw. mindestens eines gemessenen EKG-Signal-

werts, nur noch maximal einen kleinen, vorgebbaren Schwellenwert von Null abweicht. Mit einer solchen Extremumsbedingung wird die Existenz eines Extremums im gemessenen Signalverlauf, einzeln oder über die Kanäle zusammengefasst, bestimmt. Somit kann der Zeitpunkt des Vorliegens einer R-Zacke, da dort ein solches Extremum, ein Maximum, vorliegt, besonders genau bestimmt werden, und damit das Trigger-Signal besonders genau abgegeben werden.

[0062] Weiterhin vorteilhaft wird auch in dem im letzten Absatz beschriebenen Fall nur dann ein Trigger-Signal ausgelöst, wenn eine vorgebare Maximaldauer zwischen einer Feststellung einer ausrechenenden Zahl positiver Ergebnisse einerseits und der Bestimmung eines Extremums im gemessenen Signalverlauf andererseits, nicht überschritten wird. Eine solche Maximaldauer ist vorteilhaft kleiner oder gleich dem bereits beschriebenen Zeitintervall, besonders vorteilhaft in der Größenordnung von ca. 15 Millisekunden.

[0063] In Fig. 4 ist in einem schematischen Flussdiagramm ein Ausführungsbeispiel eines erfindungsgemäßen Verfahrens mit einer beispielhaften Auswahl und Verknüpfung von Referenzgrößen und Vergleichsvorschriften dargestellt.

[0064] Hierbei können EKG-Signale als Vektorkardiogramm (VCG(t)) wie in Schritt **205** beschrieben gemessen werden. Weiter können, wie in Schritt **205a** beschrieben, die den vorher bestimmten Referenzgrößen (LVCG_(f)(t)) entsprechenden Vergleichswerte bestimmt werden. Dabei können hier in einem links dargestellten Zweig des Flussdiagramms aus den gemessenen EKG-Signalen, der Winkel (ρ(t)), die zeitliche Ableitung des Signals

$$\left(\frac{\dot{VCG}(t)}{VCG(t)} \right)$$

und die zeitliche Ableitung der gemeinsamen Magnitude

$$\left(\left| \frac{\dot{VCG}(t)}{VCG(t)} \right| \right)$$

ermittelt werden. In einem rechts dargestellten Zweig des Flussdiagramms kann das EKG-Signal VCG(t) zunächst geglättet werden, hier durch einen Tiefpassfilter („Lowpass“). Sodann können einerseits (Zweig nach links nach Tiefpassfilter) ebenfalls die gerade genannten Größen als Vergleichswerte (ρ(t),

$$\frac{\dot{VCG}_f(t)}{VCG_f(t)} \text{ und } \left| \frac{\dot{VCG}_f(t)}{VCG_f(t)} \right|$$

aus dem geglätteten EKG-Signal VCG_f(t) bestimmt werden. Der Index „f“ steht hierbei für „geglättet“ („filtered“).

[0065] Für die jeweils ermittelten Vergleichswerte

$$\frac{\dot{VCG}_f(t)}{VCG_f(t)}, \left| \frac{\dot{VCG}_f(t)}{VCG_f(t)} \right| \text{ und } \left| \frac{\dot{VCG}_f(t)}{VCG_f(t)} \right|$$

$$\frac{\dot{VCG}(t)}{VCG(t)},$$

kann wieder jeweils Vergleichskriterien „Summe der Fehlerquadrate“ (SumQ) und einem Optimalfilter (MF) ein Vergleich, und mit dem ermittelten Winkel ρ(t) ein einfacher Schwellwertvergleich, hier mit einer oberen und einer unteren Schwelle ρ_H und ρ_L, mit Hilfe der Referenzgrößen LVCG_(f)(t) (der Index „f“ steht hier in Klammern, da entsprechend der jeweils zugehörigen Vergleichswerte eine Glättung vorgenommen wurde, oder nicht), wie oben mit Bezug auf Schritt **207** beschrieben, durchgeführt werden.

[0066] Weiterhin kann nach der Glättung andererseits (Zweig nach rechts nach Tiefpassfilter) die erste zeitliche Ableitung eines EKG-Signals eines ersten Kanals

$$\frac{\dot{VCG}_1(t)}{VCG_1(t)},$$

die zweite zeitliche Ableitung des EKG-Signals des ersten Kanals

$$\frac{\ddot{VCG}_1(t)}{VCG_1(t)}$$

sowie die erste und zweite Ableitung eines EKG-Signals eines zweiten Kanals

$$\frac{\dot{VCG}_2(t)}{VCG_2(t)}, \frac{\ddot{VCG}_2(t)}{VCG_2(t)}$$

bestimmt werden. Wiederum kann hier für die ermittelten Vergleichswerte

$$\frac{\dot{VCG}_f(t)}{VCG_f(t)} \text{ und } \frac{\ddot{VCG}_f(t)}{VCG_f(t)}$$

$$\frac{\dot{VCG}_f(t)}{VCG_f(t)}, \frac{\ddot{VCG}_f(t)}{VCG_f(t)},$$

mit den Vergleichskriterien „Summe der Fehlerquadrate“ (SumQ) und einem Optimalfilter (MF) ein Vergleich mit Hilfe der entsprechenden Referenzgrößen LVCG_(f)(t), wie oben mit Bezug auf Schritt **207** beschrieben, durchgeführt werden. Dieser Zweig demonstriert eine vorteilhafte Detektion von R-Zacken auf Grundlage von EKG-Signalen jeweils einzelner Kanäle. Dies ist insbesondere in Fällen vorteilhaft, in denen in einem oder wenigen der Kanäle der EKG-Messvorrichtung ein während der gewünschten Detektion von R-Zacken gemessenes EKG-Signal nicht der durch die Referenzwerte gelernten R-Zacke entspricht in den anderen Kanälen jedoch schon. Dies kann z. B. auftreten, wenn ein Patient während der Messung wechselnd tief atmen und den Atem anhalten muss, wodurch sich die Lage seines Herzens verändern kann. In einem solchen Fall ist die Detektion der R-Zacke über diejenigen oben beschriebene-

nen Vergleichskriterien, die mit Vergleichswerten und Referenzgrößen arbeiten, die jeweils die EKG-Signale mehrerer Kanäle in einem gemeinsamen Wert verarbeiten, nicht mehr zuverlässig möglich. Durch Überprüfung der EKG-Signale auch der einzelnen Kanäle, vorteilhaft zusätzlich zu der Überprüfung der genannten gemeinsamen Werte, kann eine besonders zuverlässige Detektion von R-Zacken gewährleistet werden. Die zusätzliche Überprüfung der zweiten Ableitung neben der ersten Ableitung der EKG-Signale von einzelnen Kanälen in einem durchgeführten Vergleich erhöht wiederum die Datenmenge und damit die Zuverlässigkeit der Bestimmung der R-Zacken.

[0067] Ist in jedem Zweig des Flussdiagramms für jeden der oben beschriebenen Vergleiche das Ergebnis positiv („AND Hold“), kann weiter in jedem Zweig wie ebenfalls bereits oben beschrieben, die erste zeitliche Ableitung der gemeinsamen Magnitude für die geglätteten und die ungegähteten Werte bzw. die erste zeitliche Ableitung der EKG-Signale des ersten und zweiten Kanals betrachtet werden. Wird in einem der Zweige („OR“) weiterhin die Bedingung, dass diese jeweilige erste zeitliche Ableitung der gemeinsamen Magnitude bzw. der EKG-Signale des ersten und zweiten Kanals nur um einen kleinen vorgebbaren Schwellwert ε_7 bzw. ε_{14} von Null abweicht („ $< 0 + \varepsilon_7$ “ bzw. „ $< 0 + \varepsilon_{14}$ “) erfüllt („AND“), wird ein Trigger-Signal abgegeben.

[0068] Eine solche Vorgehensweise der Auswahl und Verknüpfung von Referenzgrößen und Vergleichswerten bietet wegen der breiten Wahl der Vergleichskriterien eine besonders gute Absicherung des gesamten Verfahrens zur Bestimmung einer R-Zacke.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Bestimmung von R-Zacken in einem EKG-Signal zur Triggerung weiterer Messungen oder Untersuchungen umfassend folgende Schritte:

- Messen mindestens eines Referenz-EKG-Signals mit einer EKG-Messvorrichtung,
- Bestimmen einer R-Zacke in dem Referenz-EKG-Signal,
- Bestimmen mindestens einer Referenzgröße aus dem Referenz-EKG-Signal, die das Referenz-EKG-Signal in einem Zeitintervall annimmt, das vor der R-Zacke des EKG-Signals beginnt und bis maximal zu dem Auftreten der R-Zacke andauert,
- Erstellen zumindest einer Vergleichsvorschrift auf Basis der mindestens einen Referenzgröße,
- Messen von EKG-Signalen, in denen R-Zacken bestimmt werden sollen,
- Vergleichen der gemessenen EKG-Signale mit der mindestens einen Referenzgröße anhand der zumindest einen Vergleichsvorschrift,
- Abgeben eines Trigger-Signals auf Basis von min-

destens einem positiven Ergebnis des Vergleichs.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei mindestens eine Referenzgröße ein Signalwert eines Kanals der EKG-Messvorrichtung zu mindestens einem Zeitpunkt in dem Zeitintervall und/oder dessen erste und/oder zweite zeitliche Ableitung ist.

3. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei mindestens eine Referenzgröße ein aus den Signalwerten von zumindest zwei Kanälen der EKG Messvorrichtung zu mindestens einem Zeitpunkt in dem Zeitintervall gewonnener Wert, und/oder dessen erste und/oder zweite zeitliche Ableitung ist.

4. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die mindestens eine Vergleichsvorschrift eine Bestimmung einer Abweichung der Referenzgröße von einer entsprechenden Größe des gemessenen EKG-Signals als Ergebnis umfasst.

5. Verfahren nach Anspruch 4, wobei die Abweichung über die Bestimmung eines Fehlers, insbesondere die Summe der Fehlerquadrate, erfolgt.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 oder 3, wobei die Referenzgröße jeweils in ihrem Verlauf über das gesamte Zeitintervall bestimmt wird.

7. Verfahren nach Anspruch 6, wobei die Vergleichsvorschrift die Anwendung eines Optimalfilters und Ausgabe eines Ähnlichkeitswertes als Ergebnis umfasst.

8. Verfahren nach Anspruch 3, wobei mindestens eine Referenzgröße die gemeinsame Magnitude der mindestens zwei Kanäle ist.

9. Verfahren nach Anspruch 3, wobei mindestens eine Referenzgröße ein aus den Signalwerten von jeweils zwei Kanälen bestimmter Referenzwinkel ist.

10. Verfahren nach Anspruch 9, wobei die mindestens eine Vergleichsvorschrift eine Bestimmung einer Abweichung der Referenzgröße von einer entsprechenden Größe des gemessenen EKG-Signals als Ergebnis umfasst, und die Abgabe eines Triggersignals dann erfolgt, wenn das Ergebnis dieses Vergleichs ergibt, dass die entsprechende Größe des gemessenen EKG-Signals maximal um einen vorgebbaren Winkelbereich von dem Referenzwinkel abweicht.

11. Verfahren nach Anspruch 4, wobei die Abgabe eines Triggersignals dann erfolgt, wenn die bestimmte Abweichung unterhalb eines vorgebbaren Schwellwerts liegt.

12. Verfahren nach Anspruch 7, wobei die Abga-

be eines Triggersignals dann erfolgt, wenn das Ergebnis des Optimalfilters maximal um einen vorgebbaren Wert von einem Idealwert des Ähnlichkeitswerts des Optimalfilters abweicht.

13. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei mindestens eine Vergleichsvorschrift auf mehrere Referenzgrößen und ihre entsprechenden Größen des gemessenen EKG-Signals angewandt wird.

14. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei für die Abgabe eines Trigger-Signals sämtliche Ergebnisse des Vergleichs positiv sein müssen.

15. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei auf EKG-Signale zur Bestimmung von Referenzgrößen vor der Bestimmung der mindestens einen Referenzgröße, und auf gemessene EKG-Signale vor dem Vergleich ein Glättungsfilter angewandt wird.

16. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die EKG-Messvorrichtung zwei Kanäle umfasst, deren Signalwerte oder deren erste oder zweite zeitliche Ableitungen als Referenzgröße bestimmt werden, wobei die beiden Signalwerte oder deren erste oder zweite zeitliche Ableitungen als ein komplexer Wert dargestellt werden, dessen Realteil der Signalwert oder dessen erste oder zweite zeitliche Ableitung des ersten Kanals, und dessen Imaginärteil der Signalwert oder dessen erste oder zweite zeitliche Ableitung des zweiten Kanals ist, und/oder wobei die Signalwerte mehrerer Kanäle als Vektor dargestellt werden.

17. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Abgabe eines Trigger-Signals nicht erfolgt, wenn nach Erhalt des mindestens einen positiven Ergebnisses nicht zusätzlich eine Extremumsbedingung innerhalb einer vorgebbaren Maximaldauer in dem gemessenen EKG-Signal erfüllt wird.

18. Verfahren nach Anspruch 1, wobei mindestens eine Referenzgröße ein Signalwert eines Kanals der EKG-Messvorrichtung zu mindestens einem Zeitpunkt in dem Zeitintervall, und/oder dessen erste und/oder zweite zeitliche Ableitung ist, welche Referenzgröße zur Erstellung einer Vergleichsvorschrift zur Bestimmung einer Abweichung der Referenzgröße von einer entsprechenden Größe des gemessenen EKG-Signals auf Basis der Bestimmung eines Fehlers, insbesondere die Summe der Fehlerquadrate, und/oder auf Basis eines Optimalfilters genutzt wird; und/oder wobei mindestens eine Referenzgröße ein aus den Signalwerten von zumindest zwei Kanälen der EKG Messvorrichtung zu mindestens einem Zeit-

punkt in dem Zeitintervall gewonnener Wert, insbesondere eine gemeinsame Magnitude, und/oder dessen erste und/oder zweite zeitliche Ableitung ist, welche Referenzgröße zur Erstellung einer Vergleichsvorschrift zur Bestimmung einer Abweichung der Referenzgröße von einer entsprechenden Größe des gemessenen EKG-Signals auf Basis der Bestimmung eines Fehlers, insbesondere die Summe der Fehlerquadrate, und/oder auf Basis eines Optimalfilters genutzt wird; und/oder wobei mindestens eine Referenzgröße ein aus den Signalwerten von zwei Kanälen bestimmter Referenzwinkel ist, welche Referenzgröße zur Erstellung einer Vergleichsvorschrift zur Bestimmung einer Abweichung der Referenzgröße von einer entsprechenden Größe des gemessenen EKG-Signals genutzt wird.

19. EKG-Messvorrichtung, die eine Verarbeitungseinheit, eine Recheneinheit und eine Speichereinheit umfasst, die derart zusammenwirken, dass ein Verfahren gemäß mindestens einem der Ansprüche 1 bis 18 durchgeführt werden kann.

20. EKG-Messvorrichtung nach Anspruch 19, wobei die Verarbeitungseinheit ein Glättungsfilter umfasst.

21. Magnetresonanzgerät mit einer EKG-Messvorrichtung, einer Verarbeitungseinheit, einer Recheneinheit und einer Speichereinheit die derart zusammenwirken, dass ein Verfahren gemäß einem der Ansprüche 1 bis 18 durchgeführt werden kann, wobei das abgegebene Trigger-Signal zur Triggerung von Messungen mit dem Magnetresonanzgerät verwendet werden kann.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

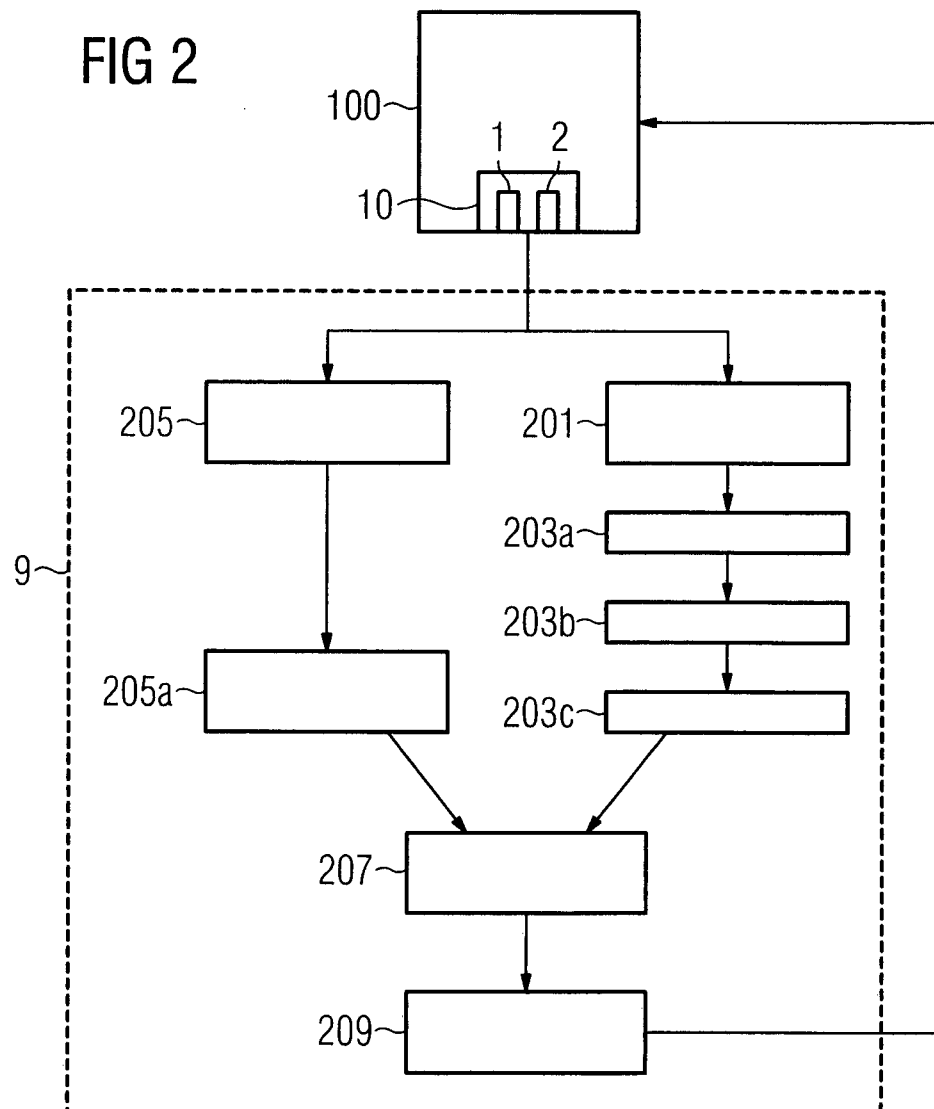
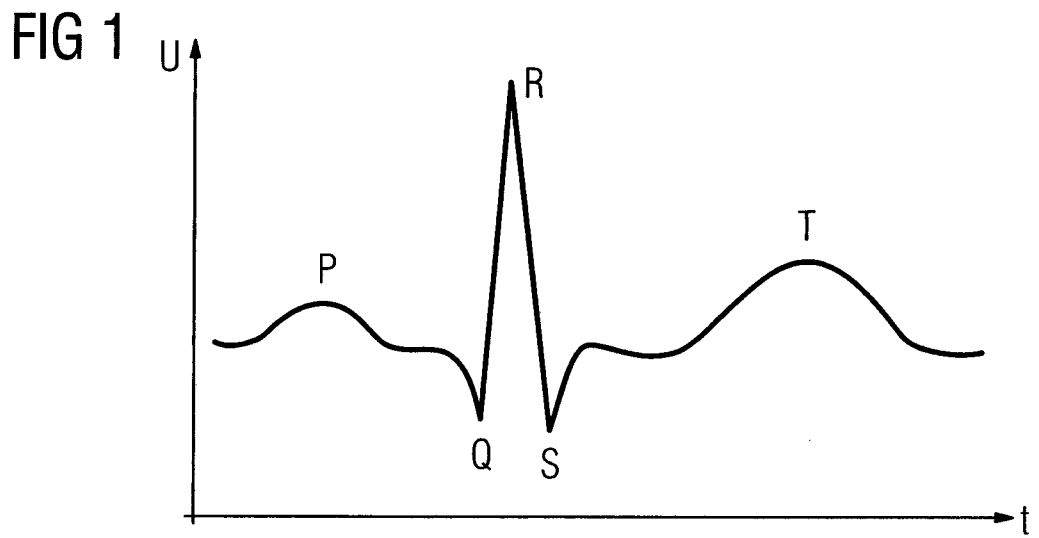
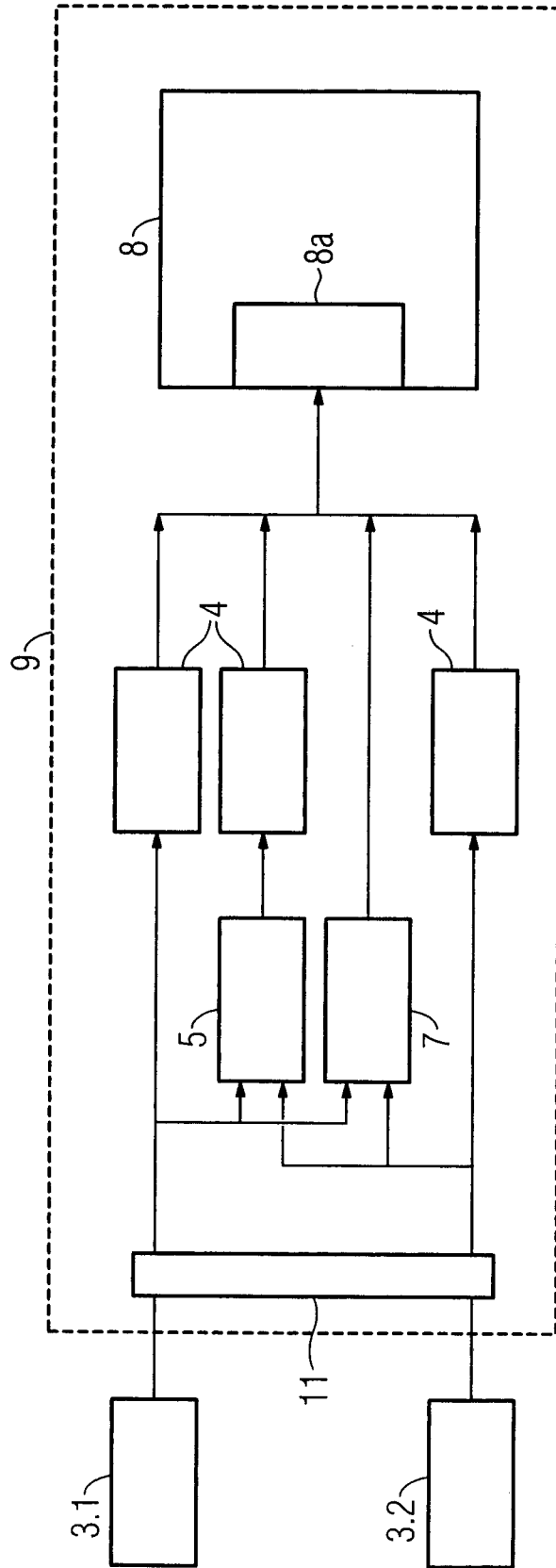
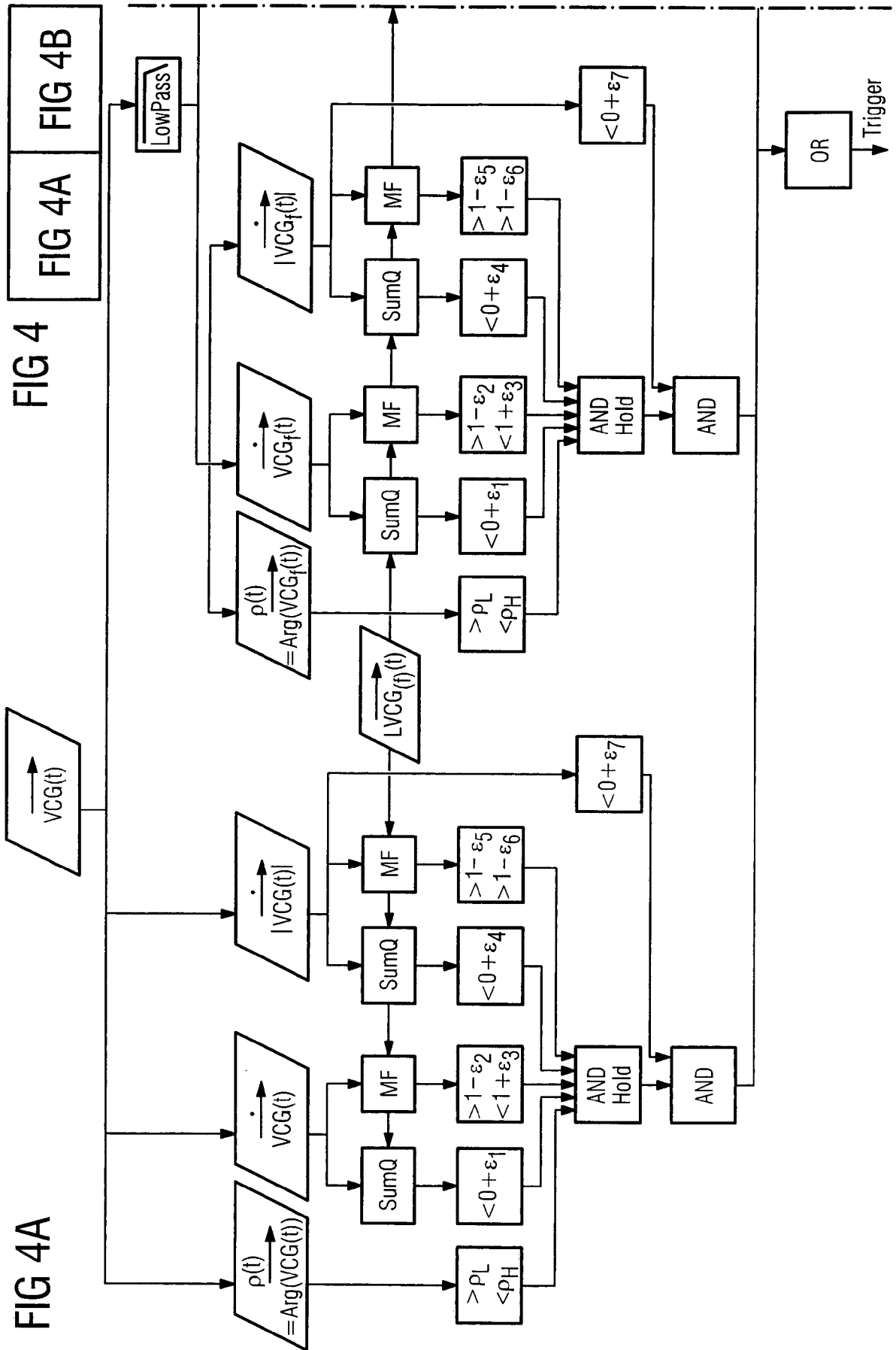


FIG 3





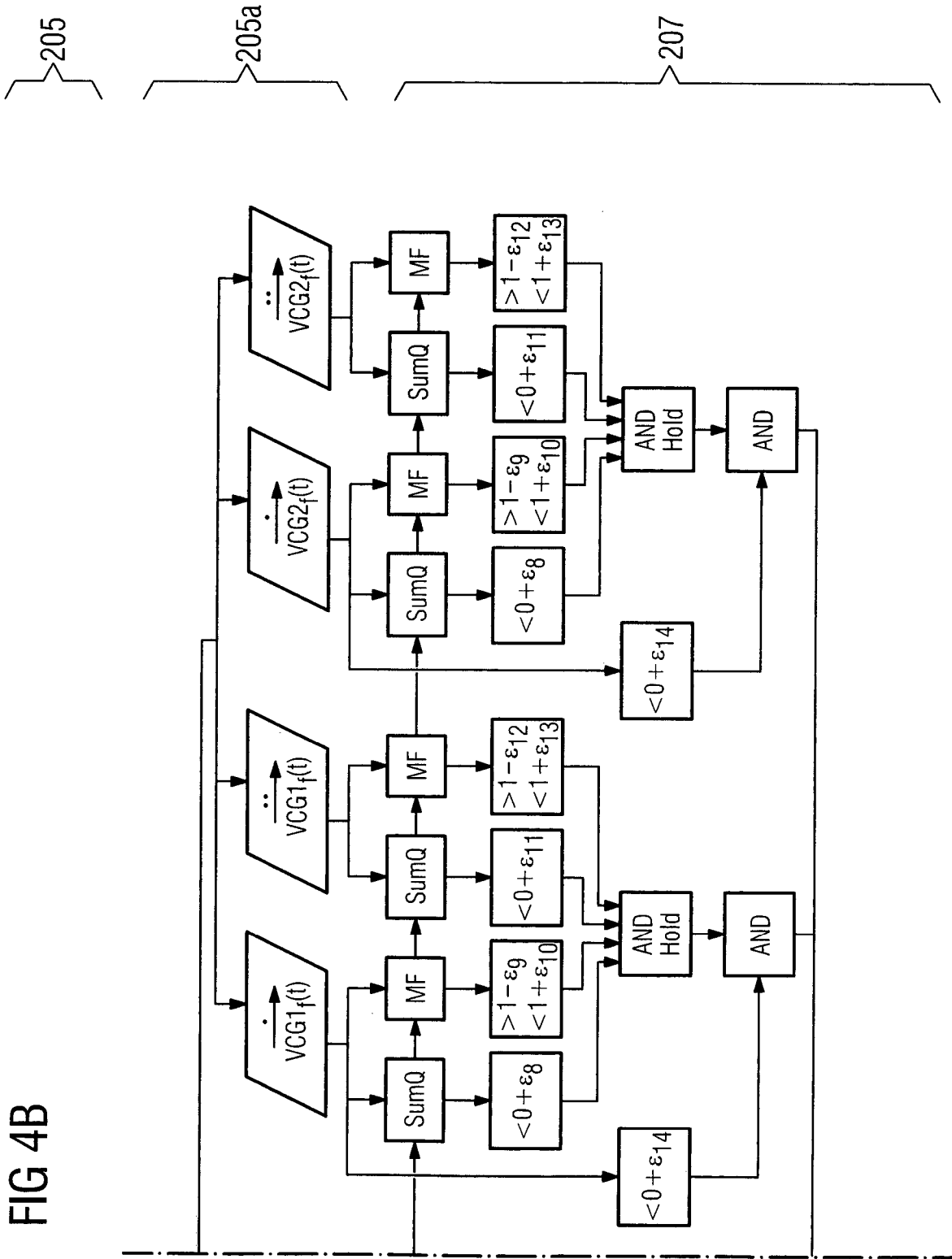


FIG 4B