

Journal für Kardiologie

Austrian Journal of Cardiology

Österreichische Zeitschrift für Herz-Kreislauserkrankungen

Technologie des

12-Ableitungs-Elektrokardiogramms –

Review und Empfehlungen // 12-Lead

electrocardiogram technology –

review and recommendations

Glaser F, Rohla M, sen. +

Journal für Kardiologie - Austrian

Journal of Cardiology 2025; 32

(1-2), 4-12

Homepage:

www.kup.at/kardiologie

Online-Datenbank
mit Autoren-
und Stichwortsuche



Offizielles
Partnerjournal der ÖKG



Member of the ESC-Editor's Club



Offizielles Organ des
Österreichischen Herzfonds



ACVC
Association for
Acute CardioVascular Care

In Kooperation
mit der ACVC

Indexed in ESCI
part of Web of Science

Indexed in EMBASE

Krause & Pachernegg GmbH • Verlag für Medizin und Wirtschaft • A-3003 Gablitz

P.b.b. 02Z031105M,

Verlagsort: 3003 Gablitz, Linzerstraße 177A/21

Preis: EUR 10,-

Datenschutz:

Ihre Daten unterliegen dem Datenschutzgesetz und werden nicht an Dritte weitergegeben. Die Daten werden vom Verlag ausschließlich für den Versand der PDF-Files des Journals für Kardiologie und eventueller weiterer Informationen das Journal betreffend genutzt.

Lieferung:

Die Lieferung umfasst die jeweils aktuelle Ausgabe des Journals für Kardiologie. Sie werden per E-Mail informiert, durch Klick auf den gesendeten Link erhalten Sie die komplette Ausgabe als PDF (Umfang ca. 5–10 MB). Außerhalb dieses Angebots ist keine Lieferung möglich.

Abbestellen:

Das Gratis-Online-Abonnement kann jederzeit per Mausklick wieder abbestellt werden. In jeder Benachrichtigung finden Sie die Information, wie das Abo abbestellt werden kann.

Das e-Journal

Journal für Kardiologie

- ✓ steht als PDF-Datei (ca. 5–10 MB) stets internetunabhängig zur Verfügung
- ✓ kann bei geringem Platzaufwand gespeichert werden
- ✓ ist jederzeit abrufbar
- ✓ bietet einen direkten, ortsunabhängigen Zugriff
- ✓ ist funktionsfähig auf Tablets, iPads und den meisten marktüblichen e-Book-Readern
- ✓ ist leicht im Volltext durchsuchbar
- ✓ umfasst neben Texten und Bildern ggf. auch eingebettete Videosequenzen.

Technologie des 12-Ableitungs-Elektrokardiogramms – Review und Empfehlungen

F. Glaser¹, M. Rohla sen.²

Kurzfassung: Für die Praxis aktualisiertes und ergänztes Update der 2007 erschienenen Empfehlungen der American Heart Association, des American College of Cardiology und der Heart Rhythm Society für die Standardisierung der EKG-Technologie.

Diese Übersicht behandelt die Technologie des Ruhe-EKGs bei Erwachsenen: technische Grundlagen, technologische Standards und Empfehlungen, Anlage- und Registriertechnik, sowie häufige Anwendungsfehler. Die Mehrzahl der international registrierten EKGs entspricht nicht den publizierten technologischen Standards. Dies hat klinisch relevante Auswirkungen auf das Kurvenbild und die gewonnenen Messwerte, die Diagnosequalität,

aber auch auf die Datenqualität gespeicherter EKGs. Schwerpunktmäßig werden die EKG-Registrierung und die Einstellung des EKG-Geräts behandelt, da dies die Faktoren sind, worauf das medizinische und medizintechnische Personal Einfluss hat.

Schlüsselwörter: Elektrokardiogramm, EKG-Filterung, EKG-Technologie, EKG-Elektrodenposition, EKG-Artefakte

Abstract: 12-Lead electrocardiogram technology – review and recommendations. This review covers the technology of the resting ECG in adults: technical principles, technological standards

and recommendations, electrode placement, recording techniques, and common application errors. The majority of internationally registered ECGs fails to meet published technological standards. This has clinically relevant effects on the ECG tracing and obtained measurements, quality of the diagnosis, and on the data quality of stored ECGs. Emphasis is placed on ECG recording technique and the settings of the ECG device, as these are factors that can be influenced by medical personnel. *J Kardiol* 2025; 32 (1–2): 4–12.

Key words: electrocardiogram, ECG filtering, ECG technology, ECG electrode position, ECG artifacts

Abkürzungen:

AAL	Anteriore Axillarlinie
AAMI	Association for the Advancement of Medical Instrumentation
AHA	American Heart Association
ANSI	American National Standard Institute
CSE	Common Standards for Quantitative Electrocardiography
EKG	Elektrokardiogramm
HPF	High-Pass-Filter
IEC	International Electrotechnical Commission
LPF	Low-Pass-Filter
MAL	Mittlere Axillarlinie
MCL	Medioklavikularlinie

rierenden Brustwand- oder Extremitäten-Elektrode gegenüber einer Bezugselektrode (zusammengeschlossene Extremitäten-Elektroden, siehe unten). Die Bezugselektrode wird auch als indifferente Elektrode bezeichnet. Die Bezeichnung „unipolare“ Ableitungen ist zwar gebräuchlich, aber nicht exakt, da nicht eine externe, indifferente Elektrode als Referenz verwendet wird.

Die Amplitude der Potenziale nimmt bei den Brustwandableitungen annähernd mit dem Quadrat der Entfernung vom Herzen ab, ist aber auch von den Leitungseigenschaften des Körpergewebes abhängig. Änderungen der Elektrodenposition nahe dem Herzen bewirken daher eine starke Änderung des EKG-Signals. Bei den Extremitätenableitungen hat die Entfernung der Elektrode weniger Einfluss auf die Amplitude. Verlegt man die Extremitätenelektroden an den Rumpf, kommt es jedoch zu relevanter Änderung sowohl der elektrischen Achse als auch Signalform. Aufzeichnungen im Sitzen (wie zum Beispiel bei der Ergometrie) oder Stehen weichen von jenen die im Liegen aufgenommen wurden ab.

■ Das EKG-Signal

Das 12-Ableitungs-EKG erlaubt durch Anbringung von Elektroden an definierten Stellen der Körperoberfläche die dreidimensionale Erfassung des kardialen Spannungsvektors und somit die Darstellung des Erregungsablaufs im Herzen. Elektrodenpaare (oder definierte Elektrodenkombinationen) werden als „Ableitungen“ bezeichnet.

Die **Einthoven-Ableitungen** (klinische Einführung 1906) sind klassische bipolare Ableitungen, die die Potentialdifferenz zwischen zwei gleichwertigen Elektroden aufzeichnen. Die „unipolaren“ **Wilson- und Goldberger-Ableitungen** (Einführung 1929 bzw. 1942) erfassen die Potentialdifferenz einer expo-

■ EKG-Signalverarbeitung

Heute kommen praktisch nur mehr digitale EKG-Geräte zur Anwendung, daher beziehen sich die vorliegenden Ausführungen darauf. Analoge Geräte, wie sie bis in die 1970er-Jahre üblich waren, zeichneten das Signal kontinuierlich auf. Der digitale Verarbeitungsprozess umfasst das „Sampling“ (Abtasten) des Signals zwecks Analog-Digital- (A/D-) Konversion, gefolgt von der Filterung von tief- und hochfrequenten, störenden Signalen, sowie einer Verstärkung der gefilterten Signale.

Die initiale Sampling-Rate ist mit 10.000–16.000 Hz (in alten Geräten viel niedriger) höher als jene, die für die weitere Signalverarbeitung bzw. Diagnostik verwendet wird („Oversampling“). Dies ist nötig, um auch Schrittmacherimpulse, die generell eine Dauer $\leq 0,5$ ms aufweisen, registrieren zu können. Die weitere Signalverarbeitung erfolgt mit 500–4000 Hz. Auch die Verwendung von 2 digitalen Kanälen (beispielsweise

Eingelangt und angenommen am 12.07.2024; Pre-Publishing Online am 15.10.2024
Aus der ¹Klinischen Abteilung für Innere Medizin I, Universitätsklinikum Krems, und
²Dr. Rohla, Krems

Korrespondenzadresse: OA Dr. Franz Glaser, Klinische Abteilung für Innere Medizin I, Universitätsklinikum Krems an der Donau, Mitterweg 10, A-3500 Krems an der Donau; E-Mail: fglaser@posteo.de

bis 75.000 Hz für Schrittmacherimpulse, bis zu 2000 Hz für physiologische Signale) ist möglich. Die Amplitudenauflösung erfolgt mit 12–16 Bit.

Internationale Normen schreiben vor, dass EKG-Geräte Schrittmacherimpulse mit Amplituden zwischen 2 und 250 mV und einer Dauer zwischen 0,1 und 2 ms darstellen müssen. Eine Verstärkung der Impulse ist nicht erlaubt, hingegen sollen Algorithmen zu deren Erkennung verwendet werden, um die Markierung der Impulse zu erlauben [3, 4].

Filterung niedriger Frequenzen (High-Pass-Filter, HPF)

Niedrigfrequente Artefakte werden überwiegend durch Atmung, Patientenbewegung oder Fehler in der Signalkette (ungenügende Hautreinigung, alte oder verschmutzte Elektroden, Bewegung der Kabel, schadhafte Kabel etc.) hervorgerufen. Sie verursachen „Wandern“ der Aufzeichnung über und unter die Nulllinie („baseline shift“), bzw. Verzerrung der niedrigfrequenten Anteile des EKG-Signals (hauptsächlich das ST-T-U-Segment). Durch eine optimale Signalkette und Patienteninstruktion lassen sich diese Artefakte weitgehend vermeiden.

Auch ein HPF-Cut-off von 0,5 Hz eliminiert sie weitgehend, kann aber ausgeprägte artifizielle Veränderungen verursachen. Es kommt zur Verzerrung vor allem jener niederfrequenten Signale, die auf ein hochamplitudiges und hochfrequentes Signal, wie den QRS-Komplex, folgen. Somit sind überwiegend der QRS-ST-Übergang und das ST-T-U-Segment betroffen. Regelhaft kommt es zu signifikanter Absenkung des J-Punkts in den inferioren Ableitungen, in den präkordialen Ableitungen (vor allem V₂) zur signifikanten J-Punkt-Anhebung [5]. Erst bei einem Cut-off von 0,05 Hz bleibt das ST-T-Segment praktisch frei von Filterartefakten. **Abbildung 1** zeigt

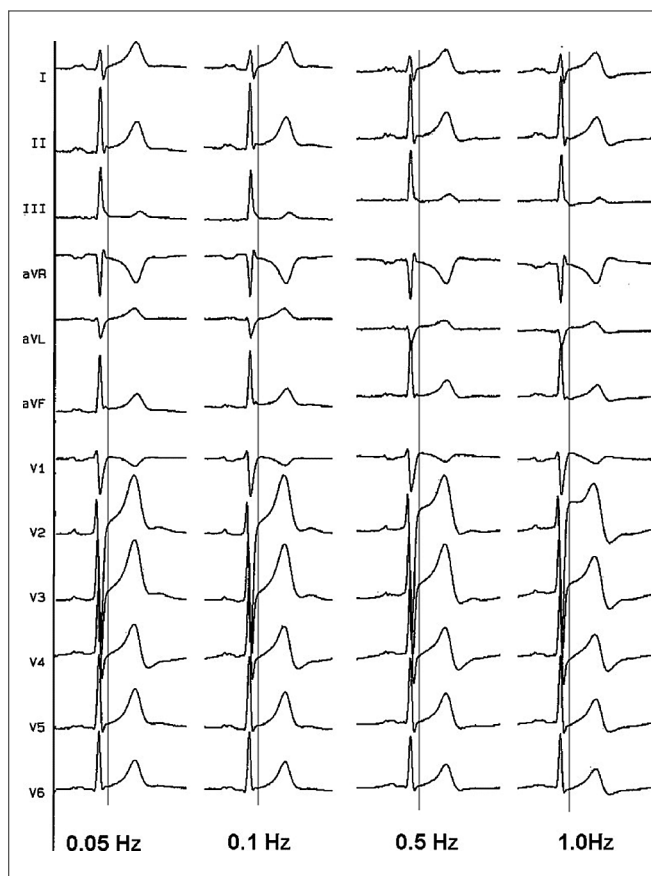


Abbildung 1: EKG-Beispiel mit HPF-Cut-off von 0,05; 0,1; 0,5 und 1 Hz. Das Ende des QRS ist durch die in den inferioren Ableitungen erkennbare J-Wave definiert (senkrechte Linien). Ab dem 0,5-Hz-Cut-off kommt es zu erkennbaren Veränderungen des QRS-ST-Übergangs mit dessen Anhebung präkordial und Absenkung inferior. Zusätzlich weist das gesamte ST-T-U-Segment in nahezu allen Ableitungen eine ausgeprägte Formveränderung auf (aus [6], Nachdruck mit Genehmigung der Firma Berger Medizintechnik GmbH).

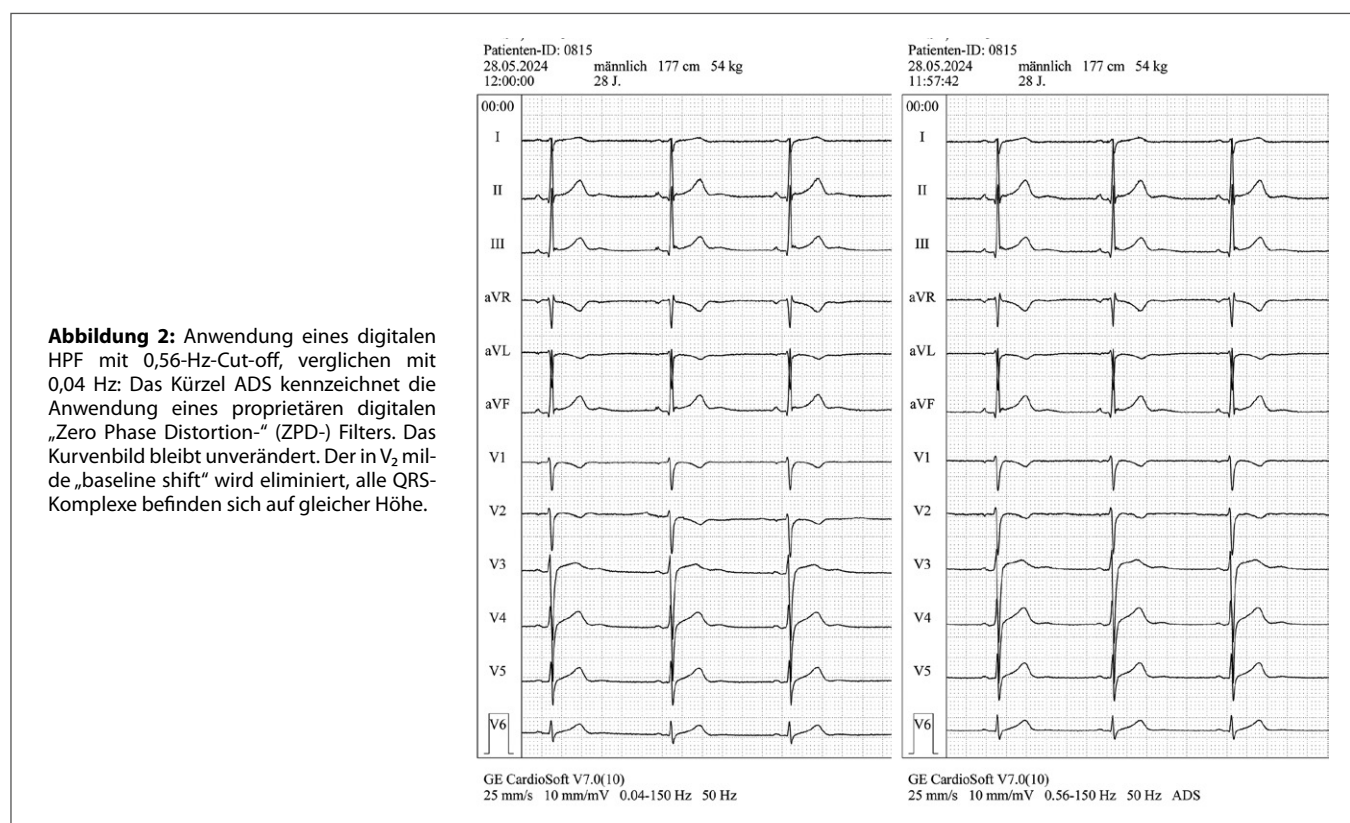


Abbildung 2: Anwendung eines digitalen HPF mit 0,56-Hz-Cut-off, verglichen mit 0,04 Hz. Das Kürzel ADS kennzeichnet die Anwendung eines proprietären digitalen „Zero Phase Distortion-“ (ZPD-) Filters. Das Kurvenbild bleibt unverändert. Der in V₂ milde „baseline shift“ wird eliminiert, alle QRS-Komplexe befinden sich auf gleicher Höhe.

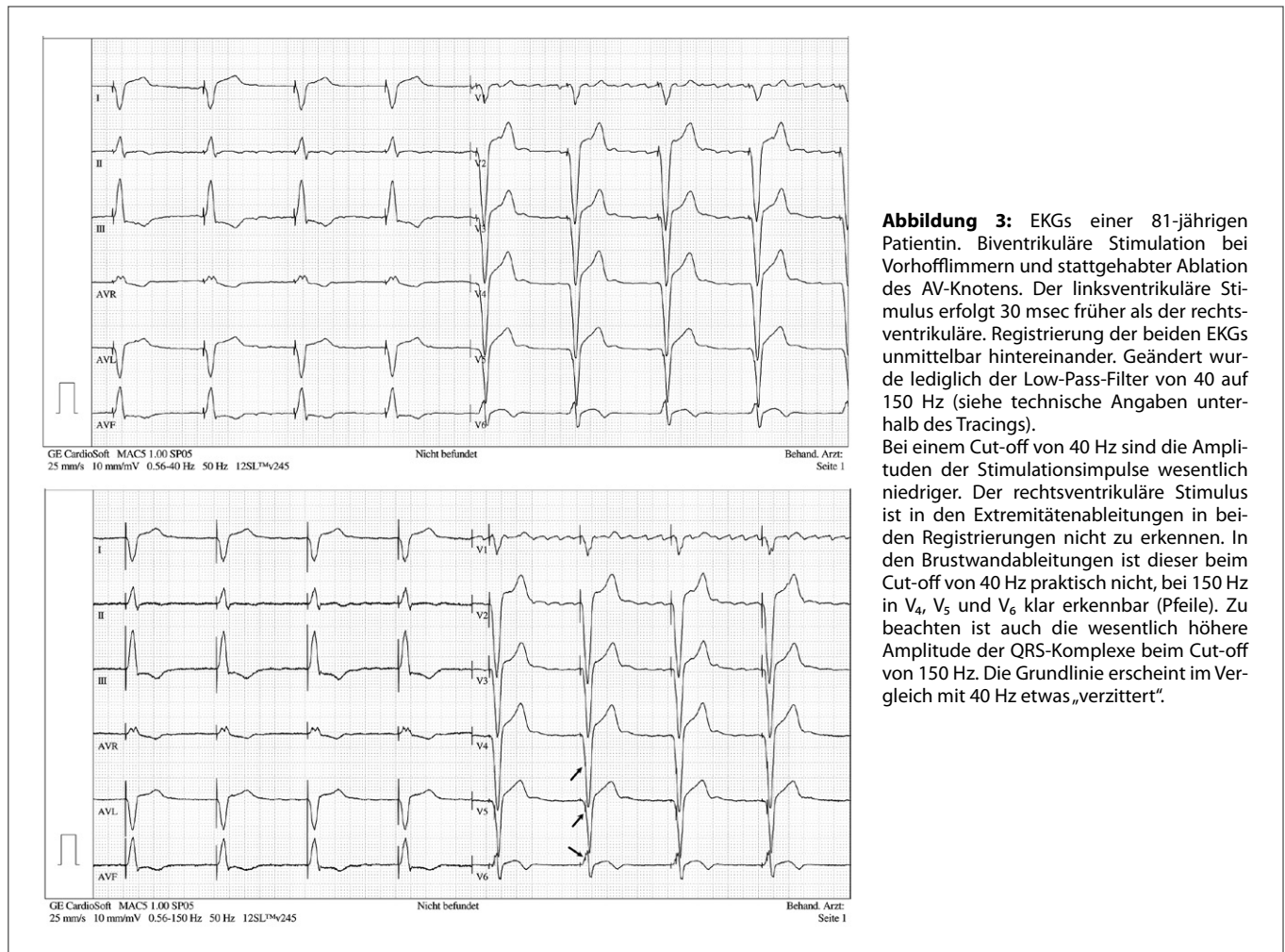


Abbildung 3: EKGs einer 81-jährigen Patientin. Biventrikuläre Stimulation bei Vorhofflimmern und stattgehabter Ablation des AV-Knotens. Der linksventrikuläre Stimulus erfolgt 30 msec früher als der rechtsventrikuläre. Registrierung der beiden EKGs unmittelbar hintereinander. Geändert wurde lediglich der Low-Pass-Filter von 40 auf 150 Hz (siehe technische Angaben unterhalb des Tracings).

Bei einem Cut-off von 40 Hz sind die Amplituden der Stimulationsimpulse wesentlich niedriger. Der rechtsventrikuläre Stimulus ist in den Extremitätenableitungen in beiden Registrierungen nicht zu erkennen. In den Brustwandableitungen ist dieser beim Cut-off von 40 Hz praktisch nicht, bei 150 Hz in V_4 , V_5 und V_6 klar erkennbar (Pfeile). Zu beachten ist auch die wesentlich höhere Amplitude der QRS-Komplexe beim Cut-off von 150 Hz. Die Grundlinie erscheint im Vergleich mit 40 Hz etwas „verzerrt“.

den Effekt zunehmend aggressiver HPF-Einstellungen. Die ANSI (American National Standard Institute) AAMI (Association for the Advancement of Medical Instrumentation) [3] sowie die IEC (International Electrotechnical Commission) [4] empfehlen daher die technologisch einfach mit analogen Filtern zu realisierende Cut-off-Frequenz von 0,05 Hz.

Nur bei Anwendung hochwertiger digitaler Filtermethoden können niedrigfrequente Störsignale entfernt werden, ohne die Aufzeichnungsqualität des ST-T-Segments zu beeinflussen (**Abb. 2**). Das EKG-Signal darf nicht mehr als bei 0,05-Hz-Filterung verzerrt werden. Bei einer Filterung wie oben beschrieben ist ein Cut-off bis zu 0,67 Hz (entsprechend einer Herzfrequenz von $\geq 40/\text{min}$) erlaubt, daher wird sie vielfach in der Standardeinstellung des EKG-Geräts programmiert. Dennoch ist die 0,05-Hz-Filterung vorzuziehen, wenn auch empfindlicher gegenüber den erwähnten Fehlern in der Signalkette.

Filterung hoher Frequenzen (Low-Pass-Filter, LPF)

Hochfrequente Störsignale (mit schneller Amplitudenänderung/Zeit und/oder kurzer Dauer) werden in erster Linie mit dem LPF eliminiert. Quellen dieser Störsignale sind teils technischer Natur (elektromagnetische Interferenzen), teils die untersuchte Person selbst (elektromyographische Signale, Muskelzittern etc.). Zusätzlich werden weitere digitale Filterungen verwendet, z. B. Lochfilter bei 35 Hz, um Muskelzittern und Netzfilter bei 50 Hz (in Europa), um Interferenzen mit Wechselstrom zu minimieren. Das EKG-Signal enthält andererseits

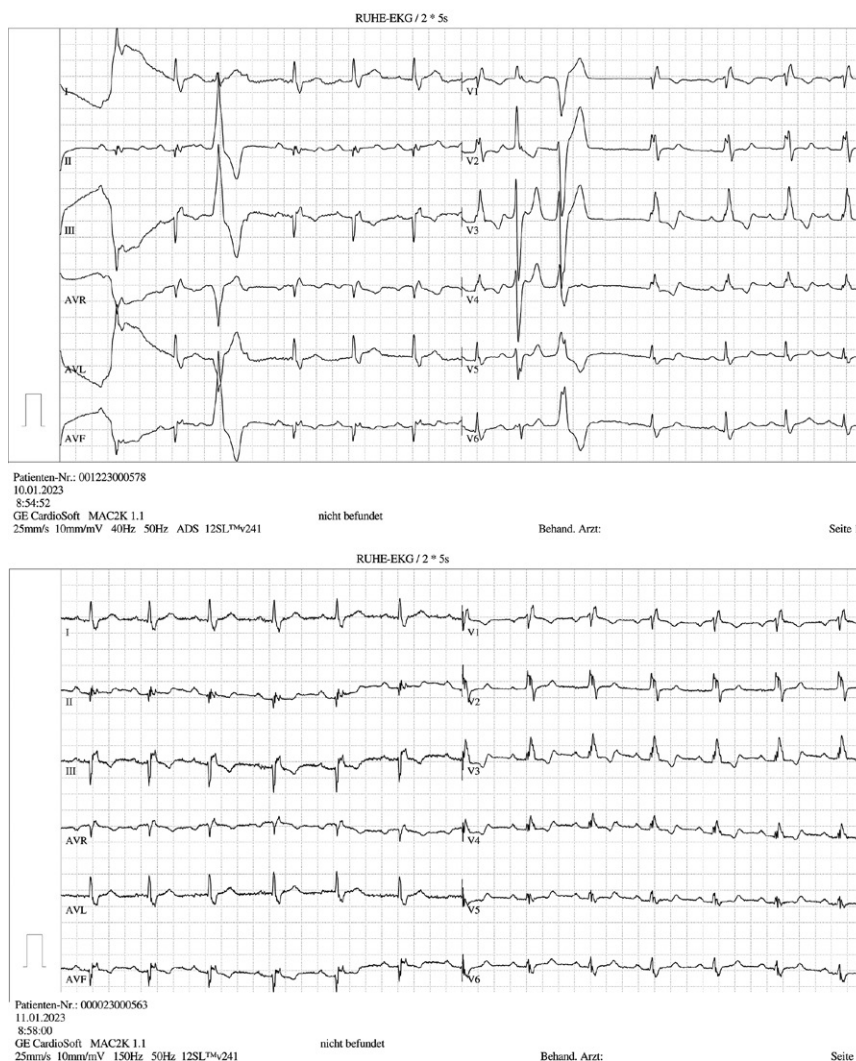
selbst hochfrequente Anteile. Die Europäische CSE- (Common Standards for Quantitative Electrocardiography-) Gruppe empfiehlt eine hohe Empfindlichkeit und zeitliche Auflösung, sodass Signale von $20 \mu\text{V}$ ($1/50$ der Amplitude der Eichzacke) und 6 ms dargestellt werden können. Um eine Messgenauigkeit von 1 % für die Messung der QRS-Amplitude zu erreichen, ist eine Filterung von 150 Hz nötig, bei Kindern 250 Hz. Ein zu niedriger Cut-off führt nicht nur zur Verringerung der Amplitude – vor allem der QRSTU-Komplexe –, auch andere hochfrequente Signale (QRS-Fragmentierungen, Schrittmacherimpulse) werden ausgefiltert oder abgerundet und in ihrer Amplitude reduziert dargestellt. Dementsprechend sind die so generierten Amplitudenmessungen nicht diagnostisch verwertbar.

Dennoch finden sich in 95 % aller registrierten EKGs nicht empfehlungsgerechte LP-Filtereinstellungen [2]. Motiv hierfür ist, dass ein niedriger LPF-Cut-off ein vordergründig „schönes“, nicht „verzerrtes“ EKG liefert, was mit „technisch besser“ verwechselt wird. Das Thema EKG-Filterung stellt somit ein alltagsrelevantes und gravierendes Qualitätsproblem in Krankenhäusern, im Rettungswesen und im niedergelassenen Bereich dar.

Die **Abbildungen 3, 4, und 5** zeigen den Einfluss auf den Informationsgehalt des EKGs bei Low-Pass-Filterung mit 40 Hz versus 150 Hz.

Es soll eine Standardeinstellung des EKG-Schreibers programmiert sein, die obigen Empfehlungen entspricht. Änderungen

Abbildung 4: EKGs eines 64-jährigen Patienten mit postmyokarditischer Kardiomyopathie und ausgedehnten Late-Enhancement-Arealen in der Magnetresonanztomographie. Ein EKG wurde mit LPF-Cut-off 40 Hz registriert, neuerliche Registrierung mit identischer Elektrodenlage mit 150 Hz. Sinusrhythmus mit PQ 200, bifaszikulärer Block, massive Fragmentierung des QRS. Diese hochfrequenten Komponenten des QRS werden bei 40-Hz-Filterung zu einem großen Teil weggefiltert oder abgerundet. Die QRS-Amplitude ist in einigen Ableitungen kleiner, in V₃ jedoch führen die nicht aufgelösten Fragmentierungen aufgrund eines Summierungseffekts und Interpolation fälschlich zu einer größeren QRS-Amplitude als bei 150-Hz-Filterung. Bei 40 Hz Filterung deutlich weniger „verzitterte“ Grundlinie. Der proprietäre HPF ist nicht aktiviert, der Cut-off bei 0,04 Hz. Dies führt zu deutlicher Grundlinienschwankung, die aber die Diagnostik nicht stört. Oben am Beginn der Aufzeichnung grobe Grundlinienschwankung bei nicht intakter Signalkette (meist mangelnder Elektrodenkontakt), unten geringer, durch Atmung verursacht.



der Filtereinstellungen sollen nur aktiv erfolgen, und bei jedem Patientenwechsel soll automatisch die Standardeinstellung wiederhergestellt werden.

Bei Verwendung hochwertiger digitaler Filterung typische Einstellung:

- 0,56–150 Hz, 50 Hz, 25 mm/s, 10 mm/mV, 2 × 5 sec. mit Rhythmusstreifen Ableitung II, Schrittmachererkennung „ein“.

0,56 Hz entsprechen einer Herzfrequenz von ca. 34/min, die oben erwähnten 0,67 Hz ca. 40/min. Dies bedeutet, dass auch hochwertige HP-Filtermethoden nur bis zur angegebenen Mindestfrequenz in der geforderten Qualität verwendet werden können. Diese Limitierung besteht bei einer HP-Filtereinstellung von 0,05 Hz nicht.

EKG-Monitore verwenden weit stärkere Filterungen, abhängig vom Einsatz:

- Rhythmusmonitoring: 0,5/30–40 Hz
- Rhythmusmonitoring mit ST-Analyse: 0,05/30–40 Hz

■ Automatische Messungen

Für automatische Messungen werden nach der Signalverarbeitung für jede Ableitung repräsentative QRS-Komplexe generiert.

Entsprechende Algorithmen führen die Messungen aller simultan registrierten Ableitungsdaten durch. Die Dauer globaler Messungen ist hierbei systematisch länger als bei Vermessung einzelner Ableitungen. Die durch Algorithmen verschiedener Hersteller gemessenen Werte ergeben gering, aber statistisch signifikant abweichende Werte für das RR-, PQ- und QT-Intervall, sowie die QRS-Dauer. Bis auf das QT-Intervall sind die Werte dennoch für den klinischen Bedarf in der Regel ausreichend genau. Die tradierten, in EKG-Lehrbüchern [7, 8] übernommenen Normwerte basieren auf kleinen Studien und berücksichtigen nicht die in größeren Studien ermittelten alters-, populations- und geschlechtsspezifischen Normwerte. Es wäre somit sowohl eine Standardisierung der Messalgorithmen als auch eine Überarbeitung der geltenden EKG-Normwerte erforderlich [9–12].

Es wird empfohlen, dass für den Routinegebrauch die gemessenen Werte am Ausdruck bzw. Ausgabemedium erscheinen (siehe Abschnitt „Automatisierte EKG-Interpretation“). Die ärztliche Überprüfung und Bestätigung bzw. Korrektur der Werte ist weiterhin erforderlich.

Speicherung und Datenabruf

Die EKG-Daten sollen digital gespeichert werden. Ein unkomprimiertes 12-Ableitungs-EKG benötigt etwa 80–100 KB Speicherplatz, daher sind die 1990 publizierten Standards

für originalgetreue Speicherung und Wiedergabe gegenwärtig durchwegs erfüllt.

Standardableitungen

Das 12-Ableitungs-EKG besteht aus 3 bipolaren Extremitätenableitungen nach Einthoven [13] (I, II und III), den 3 augmentierten „unipolaren“ Extremitätenableitungen nach Goldberger [14] und den 6 „unipolaren“ Brustwandableitungen nach Wilson [15].

Gemessen werden Potentialdifferenzen zwischen einer (negativen) Referenzelektrode und einer (positiven) explorierenden Elektrode. Erstere kann auch aus einer Zusammenschaltung von mehreren Elektroden bestehen. Bei den Einthoven-Ableitungen wird die Potentialdifferenz zwischen den Extremitätenelektroden gemessen:

- **Einthoven I:** Referenzelektrode rechter Arm – explorierende Elektrode linker Arm
- **Einthoven II:** Referenzelektrode rechter Arm – explorierende Elektrode linkes Bein
- **Einthoven III:** Referenzelektrode linker Arm – linkes Bein

Bei den **Wilson-Ableitungen** wird eine neutrale Elektrode gebildet, indem die 3 Extremitätenelektroden – jeweils über einen Widerstand – zusammengeschaltet werden. Es entsteht so eine Referenzelektrode, das „Wilson central terminal“. Dieses befindet sich im Zentrum des Einthoven'schen Dreiecks, theoretisch zentral im Thorax. Gemessen wird jeweils die Potentialdifferenz zwischen dem „central terminal“ und den explorierenden Brustwandelektroden.

Bei den augmentierten **Goldberger-Ableitungen** werden die Potentiale zwischen jeweils 2 als indifferente Elektroden über Widerstände zusammengeschalteten Extremitätenelektroden (Referenz) und der dritten, der explorierenden Elektrode, gemessen. Es ergeben sich:

- aVR: Rechter Arm gegen Zusammenschaltung linker Arm und linkes Bein
- aVL: Linker Arm gegen Zusammenschaltung rechter Arm und linkes Bein
- aVF: Linkes Bein gegen Zusammenschaltung rechter und linker Arm

„aV“ bedeutet „augmented Voltage“, weil durch Weglassen des Widerstandes der explorierenden Elektrode diese entsprechend verstärkt wurde. In den aktuellen Geräten werden die Goldberger-Ableitungen aus 2 Einthoven-Ableitungen berechnet.

Die Elektrodenanlage soll bei entspannter Rückenlage des Patienten erfolgen, die Haut muss entsprechend sauber und bei Bedarf rasiert sein. Ursprünglich wurden die Extremitätenelektroden knapp oberhalb der Hand- und Fußgelenke platziert. Für das Routine-EKG empfahl die AHA 1975 die Platzierung der Elektroden „distal der Schultern und Hüften“ und somit nicht

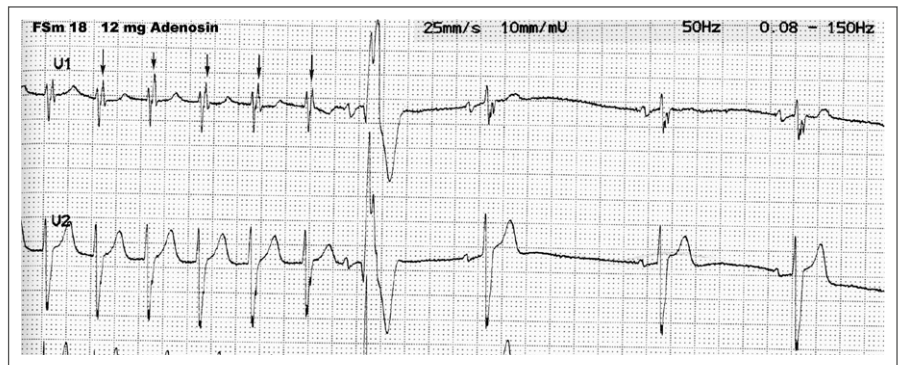


Abbildung 5: EKG-Dokumentation der Beendigung einer Slow-Fast-AV-Knoten-Reentry-Tachykardie (AVNRT) mit Adenosin bei einem 18-jährigen Patienten. Registrierung mit einem im Notarztsystem verwendeten kompakten Kombinationsgerät mit Monitor (inklusive O₂-Sättigung, Blutdruck, Kapnometrie), Defibrillator und technologisch relativ einfachem EKG-Modul. Optimale Signalkette durch Verwendung von Klebeelektroden. Die Filterung ist am Streifen ersichtlich. Der HPF lässt eine nicht störende Grundlinienschwankung zu. Der LPF-Cut-off von 150 Hz zeigt durch seine hohe zeitliche Auflösung die hochfrequente Fragmentierung des QRS in der 2. Hälfte der Aufzeichnung. Die (durch Pfeile markierten) P-Wellen während der AVNRT sind schmal und hoch durch die gleichzeitige schnelle retrograde Aktivierung beider Vorhöfe. Das Beispiel zeigt, dass auch mit technologisch einfacheren EKG-Geräten qualitativ hochwertige EKGs registriert werden können. Das Vorhandensein von sehr hochfrequenten, in jedem Herzzyklus sich wiederholenden Signalen ist ein gutes Kriterium, um die Qualität der Low-Pass-Filterung zu erkennen.

unbedingt distal an den Extremitäten. Obwohl sich die Potentialamplitude mit zunehmender Entfernung vom Herzen nur wenig ändert, wurde doch gezeigt, dass die erwähnte proximale Positionierung zu signifikanten Veränderungen des QRS-Komplexes führen kann. Inwieweit dies klinische Bedeutung hat, ist noch unklar. Die Platzierung der Elektroden proximal an den Extremitäten ist jedenfalls inzwischen weit verbreitet und akzeptabel, da hierbei weniger Bewegungsartefakte auftreten als bei distaler Platzierung, die distale Platzierung ist jedoch vorzuziehen. Die für das Belastungs-EKG richtige Platzierung am Rumpf nach Mason und Likar [16] hingegen ist wegen klinisch relevantem Einfluss auf das Ruhe-12-Ableitungs-EKG nicht akzeptabel bzw. muss – wenn nicht vermeidbar – entsprechend dokumentiert werden. Regelhaft ergibt sich hierbei eine Drehung der QRS-Achse nach rechts, in der Horizontalebene ein Trend zur Achsendrehung nach posterior. Akute ST-Hebungsinfarkte können vorgetäuscht oder maskiert werden [17–21]. **Abbildung 6** zeigt den Effekt der Platzierung der Extremitätenelektroden am Rumpf.

Die Elektroden für die 6 Brustwandableitungen werden wie folgt platziert:

- V₁ am rechten Sternalrand im 4. Interkostalraum
- V₂ am linken Sternalrand im 4. Interkostalraum
- V₄ im 5. Interkostalraum in der Medioklavikularlinie
- V₃ genau zwischen V₂ und V₄
- V₆ auf gleicher Höhe wie V₄ in der mittleren Axillarlinie
- V₅ auf gleicher Höhe wie V₄ und V₆ in der anterioren Axillarlinie oder genau zwischen V₄ und V₆, wenn die vordere Axillarlinie nicht klar definierbar ist

Für die Positionierung von V₆ ist wichtig, dass die mittlere Axillarlinie so definiert wird, dass sie sich in der Thoraxmitte fortsetzt. Bei Frauen sollen die Elektroden unter der Brust auf der Thoraxwand, nicht auf der Brust platziert werden.

Es ist wichtig zu wissen, dass die Elektrode am rechten Bein nicht für das EKG selbst, sondern als elektronische Referenz verwendet wird, um Störsignale zu reduzieren.

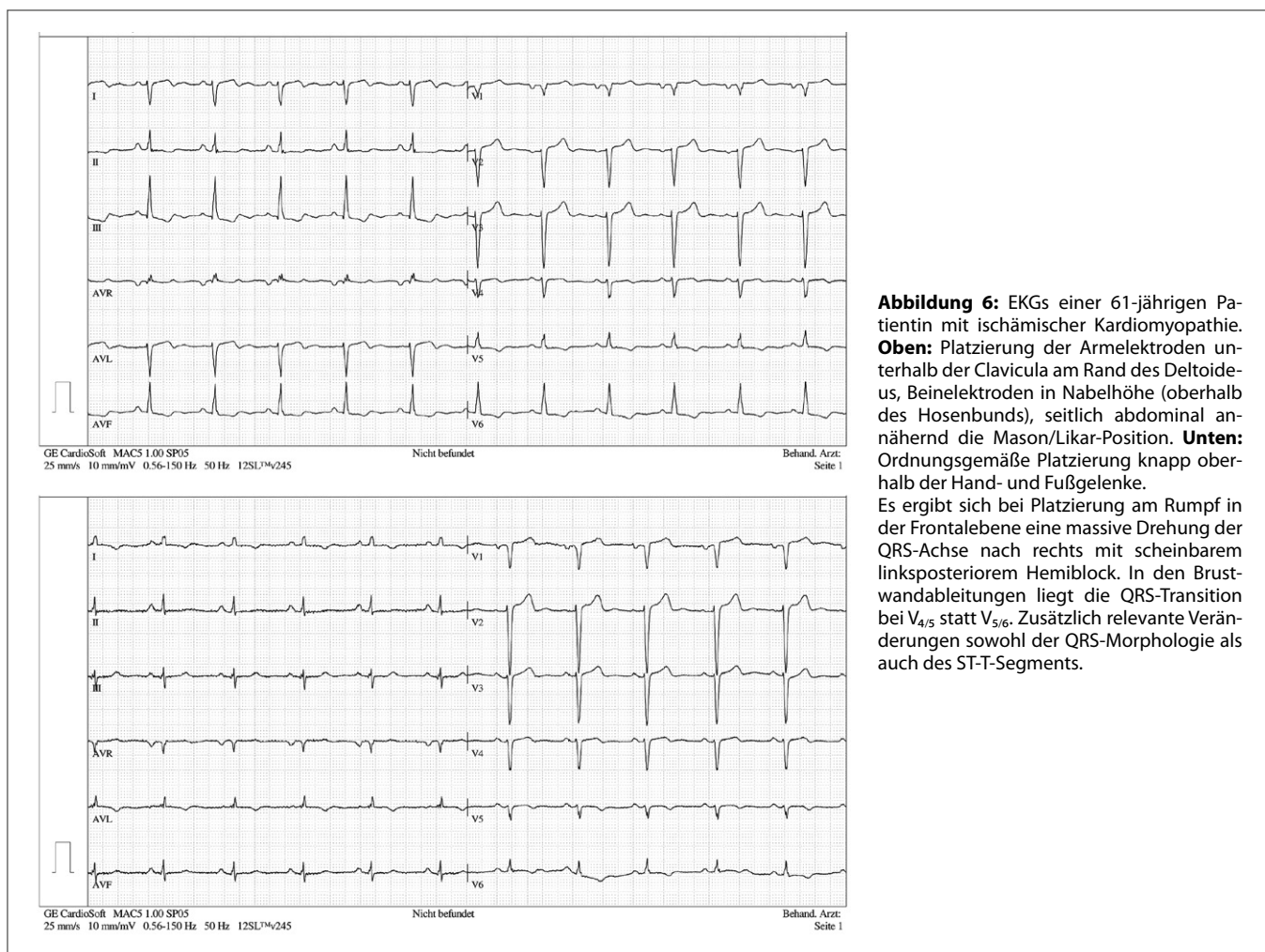


Abbildung 6: EKGs einer 61-jährigen Patientin mit ischämischer Kardiomyopathie. **Oben:** Platzierung der Armelektroden unterhalb der Clavicula am Rand des Deltoideus, Beinelektroden in Nabelhöhe (oberhalb des Hosenbunds), seitlich abdominal annähernd die Mason/Likar-Position. **Unten:** Ordnungsgemäße Platzierung knapp oberhalb der Hand- und Fußgelenke. Es ergibt sich bei Platzierung am Rumpf in der Frontalebene eine massive Drehung der QRS-Achse nach rechts mit scheinbarem linksposteriorem Hemiblock. In den Brustwandableitungen liegt die QRS-Transition bei V_{4/5} statt V_{5/6}. Zusätzlich relevante Veränderungen sowohl der QRS-Morphologie als auch des ST-T-Segments.

Die Extremitätenableitungen bilden die elektrische Herzaktion in der Frontalebene ab, die Wilson-Ableitungen in der horizontalen Ebene. Somit wird mit dem 12-Ableitungs-EKG die elektrische Herzaktion räumlich erfasst. Für die Darstellung der Herzaktion in der Frontalebene würden 3 Ableitungen reichen (bzw. 2, weil eine Ableitung der Einthoven-Ableitungen aus den beiden anderen berechnet werden kann), die Extremitätenableitungen zeigen also redundante Information. Die Darstellung der 6 Extremitätenableitungen erleichtert aber die visuelle Erfassung des räumlichen Aspekts des EKGs und wird daher empfohlen. Die Brustwandableitungen enthalten keine redundante Information.

Die 10 Elektroden ergeben also in Summe 8 Kanäle an nicht redundanter Information, die von digitalen EKG-Geräten gleichzeitig aufgenommen und verarbeitet werden. Die Darstellung kann programmiert werden: Für das DIN-A4-Papierblatt oder für die übliche Bildschirmdarstellung eignen sich am besten eine Vorschubgeschwindigkeit von 25 mm/sec und eine Verstärkung von 10 mm/mV: Auf ein Blatt oder eine Monitorbreite passen auf diese Weise 10 Sekunden kontinuierlicher Registrierung. Die 12 Ableitungen werden entweder untereinander in der Reihenfolge I–III, aVR–aVL–aVF, V_{1–6}, gruppiert oder in gleicher Reihenfolge aufgeteilt in 2, seltener 4 Spalten mit je 5 bzw. 2,5 Sekunden sukzessiver Aufzeichnung. Bei Aufteilung in Spalten ist es sinnvoll, mindestens eine Ableitung mit kontinuierlicher Aufzeichnung zusätzlich darzustellen. Die untereinander dargestellten Ableitungen müssen simultan sein, mit einer Abweichung von höchstens 10 ms.

Der Zeitpunkt und die wesentlichen technischen Daten der Aufzeichnung – Vorschubgeschwindigkeit, Verstärkung und Filterung – müssen ersichtlich sein.

Ergänzende Ableitungen [22]

Rechts thorakal spiegelbildlich zu den Brustwandableitungen angelegte Ableitungen erleichtern bei Verschluss der rechten Kranzarterie die Erkennung einer Infarkteteiligung des rechten Ventrikels. Bei inferioren Infarkten ist daher die zusätzliche Registrierung von V_{3R} und V_{4R} (**Abb. 7 links**) empfohlen.

Laut den Guidelines für das Management des akuten Koronarsyndroms 2023 kann die Diagnose von posterioren Infarkten durch Verwendung der ergänzenden Ableitungen V_{7–9} (posteriore Axillarlinie, unter der Skapula, paravertebral, jeweils auf gleicher Höhe wie V₆) erleichtert werden. Ihre Anwendung wird bei Infarktverdacht und unklarem EKG empfohlen. Als STEMI-Äquivalent gelten reziproke ST-Senkungen V_{1–3} mit terminal positiver T-Welle und begleitende ST-Hebungen V_{7–9} (Definition im Supplement zu den Guidelines). Schon lange ist hingegen bekannt, dass die reziproken Veränderungen präkordial allein zur Infarktdiagnose ausreichen [23]. Zusätzlich ist bedingt durch die Entfernung und Lungeninterposition das „Bild“ des Posteriorinfarkts in den ergänzenden Ableitungen meist weniger ausgeprägt als das „Spiegelbild“ in V_{1–3}, weswegen der Cut-off für ST-Hebung in V_{7–9} bei 0,5 mV liegt. Genauso wichtig wie die spiegelbildlichen ST-Senkungen sind auch die spiegelbildlichen QRS-Veränderungen (Erklärung siehe **Abbildung 8**).

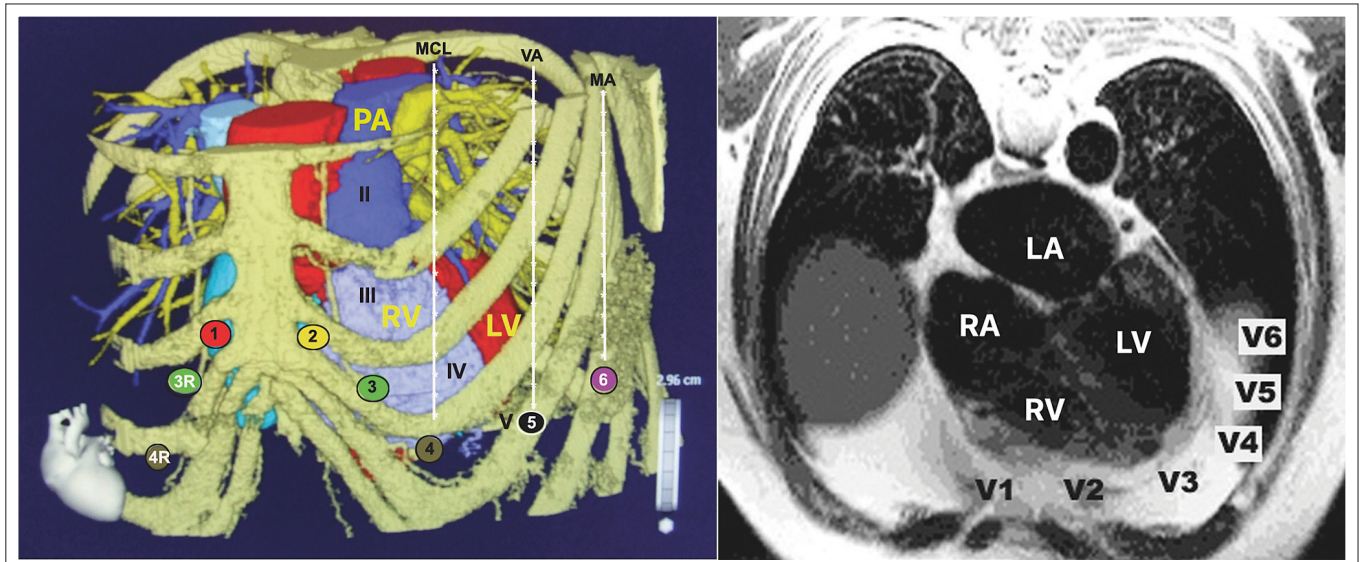


Abbildung 7: Anatomische Beziehung der Brustwandableitungen sowie der ergänzenden Ableitungen V₃R und V₄R zu den Herzabschnitten, illustriert anhand 3D-CT-Rendering (links) und Illustration der Projektion der Brustwandableitungen auf das Herz anhand eines Transversalschnitts.

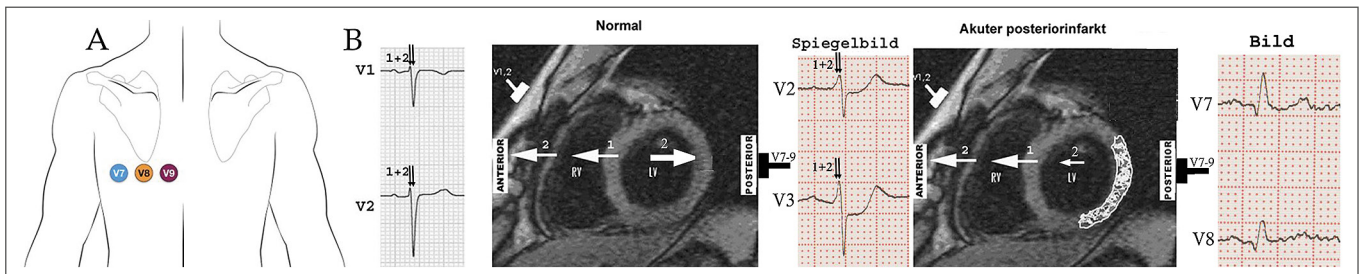


Abbildung 8: Position der ergänzenden Ableitungen V₇–V₉ (A). Präkordiale und posteriore Ableitungen bei einem 81-Jährigen mit Verschluss des Ramus circumflexus 5 Stunden nach Schmerzbeginn im Vergleich mit normalem EKG (B). Beim akuten Posteriorinfarkt bieten V_{1–3} die spiegelbildliche Information der posterioren Ableitungen V_{7–9} sowohl betreffend den QRS als auch das ST-Segment: reziproke Überhöhung und Verbreiterung der R-Welle als Spiegelbild der Q-Welle posterior sowie ST-Senkung als Spiegelbild der posterioren ST-Hebung, gefolgt von einer terminal positiven T-Welle. Normalerweise repräsentiert die kleine, schmale (bis 30 ms) R-Welle in V₁ und V₂ die initiale septale Aktivierung (1), worauf die gleichzeitige Aktivierung des rechten und linken Ventrikels erfolgt (2), repräsentiert durch die S-Welle. Der Summenvektor weist aufgrund der größeren Muskelmasse des linken Ventrikels nach posterior. Beim akuten Posteriorinfarkt kommt es auch im linken Ventrikel zu einem initialen elektrischen Summenvektor nach anterior, resultierend in einer etwas überhöhten, vor allem aber verbreiterten R-Welle präkordial. Alle infarktbedingten Veränderungen sind in den präkordialen Ableitungen besser zu erkennen als in den posterioren.

Die routinemäßige Verwendung der ergänzenden Ableitungen ohne das Vorliegen der erwähnten Verdachtsdiagnosen wird nicht empfohlen [22].

Weitere Ableitungen, wie Nehb (Alternative zur Erfassung von infarktspezifischen EKG-Veränderungen, vor allem bei Posteriorinfarkt), Lewis (bessere Erfassung der atrialen Aktivität), Fontaine (Epsilon-Welle, atriale Aktivität) oder die Frank'schen Ableitungen (Spätpotentiale, Vektorkardiographie) werden hier nicht behandelt.

Vertauschte Ableitungen und fehlerhafte Elektrodenplatzierung

Ein Vertauschen der Ableitungen kann entweder durch ein Vertauschen der Kabel bei richtig platzierten Elektroden verursacht sein oder – wesentlich häufiger – durch Fehlplatzierung der Elektroden-Kabel-Kombinationen. Die Gerätehersteller sind an die ICE-Standardisierung der Farbkodierung der Elektrodenkabel gebunden. Die automatisierte EKG-Analyse sollte auch Algorithmen zur Erkennung vertauschter Elektroden enthalten und bereits während der Aufzeichnung entsprechend alarmieren, um eine Korrektur zu ermöglichen. Wenn die Korrektur nicht erfolgt, muss auf dem vorläufigen

automatisch erstellten Bericht das vermutete Elektrodenproblem enthalten sein.

Mehr als ein Drittel der Brustwandelektroden werden bei Routine-EKGs nicht in einer Distanz von weniger als 1,25 Inch (= ca. 3,2 cm) von der vorgeschriebenen Position angelegt [24]. Fehlplatzierungen von mehr als 2 cm verursachen statistisch signifikante Form- und Amplitudenveränderungen aller Anteile der registrierten EKG-Kurven. Dementsprechend ist periodisches Training der richtigen Elektrodenpositionierung für das verantwortliche Personal empfohlen. Die oben diskutierte häufig anzutreffende Positionierung der Extremitätenelektroden am Rumpf ist weniger durch mangelnde Schulung des Personals bedingt, sondern durch falsche institutionelle Standards.

Bei seriell anzufertigenden EKGs wird die Markierung der Position der Brustwandableitungen oder die Verwendung von Klebeelektroden empfohlen.

Inkonsistenz der Elektrodenposition hat nicht nur Auswirkungen auf das aktuelle EKG, sondern auch längerfristige Bedeutung aufgrund der standardmäßigen Langzeitspeicherung der EKG-Daten.

■ Automatisierte EKG-Interpretation

Praktisch alle Gerätehersteller bieten standardmäßig computergenerierte EKG-Interpretation an. Deren Anwendung führt zu signifikanter Reduktion des Zeitaufwands der ärztlichen EKG-Analyse dank richtiger Interpretation der meisten normalen EKGs, sowie weitestgehend verlässlicher, genauer Messungen vor allem von Herzfrequenz, QRS-Achse, PR- und QRS-Dauer. Die automatische Messung des QT-Intervalls bleibt (insbesondere bei T-U-Verschmelzung) problematisch.

Abnormale EKGs werden bei automatisierter Analyse häufiger fehlinterpretiert, vor allem bei Myokardischämien, Schrittmacher-EKGs und Arrhythmien.

Durchschnittlich kann man je nach Anteil pathologischer EKGs mit ca. 91 % korrekter automatisierter EKG-Interpretation rechnen, verglichen mit ca. 96 % bei Analyse durch Kardiologen.

Die automatisierte Analyse arbeitet konstant nach dem programmierten Algorithmus und kann so wiederum zu einer Verringerung der Fehlerrate bei der menschlichen Analyse führen [25].

Literatur:

- Kligfield P, Gettes LS, Bailey JJ, et al. Recommendations for the standardization and interpretation of the electrocardiogram: part I: The electrocardiogram and its technology: a scientific statement from the American Heart Association Electrocardiography and Arrhythmias Committee, Council on Clinical Cardiology; the American College of Cardiology Foundation; and the Heart Rhythm Society: endorsed by the International Society for Computerized Electrocardiology. *Circulation* 2007; 115: 1306–24.
- Parola F, García-Niebla J. Use of high-pass and low-pass electrocardiographic filters in an international cardiological community and possible clinical effects. *Adv J Vasc Med* 2017; 2: 34–8.
- American National Standards Institute. Diagnostic electrocardiographic devices (ANSI/AAMI EC11:1991/(R)2001/(R)2007). Association for the Advancement of Medical Instrumentation, Arlington, Va; 2007.
- Medical electrical equipment – Part 2–25: Particular requirements for the basic safety and essential performance of electrocardiographs (IEC 60601-2-25: 2011); German version EN 60601-2-25: 2015.
- Burri H, Sunthorn H, Shah D. Simulation of anteroapical myocardial infarction by electrocardiographic filters. *J Electrocardiol* 2006; 39: 253–8.
- GE Healthcare. Marquette 12SL ECG Analysis Program. Physician's Guide. <https://landing1.gehealthcare.com/rs/005-SHS-767/images/45351-MUSE-17Nov2022-6-1-Quick-Reference-Guide-LP-Diagnostic-Cardiology.pdf>
- Glaser F, Rohla M. Akuter Myokardinfarkt: EKG-Update für Akutmediziner. Eigenverlag Dr. Miklos Rohla, 2. Auflage, 2014.
- Wagner GS. Marriott's practical electrocardiography. 10th ed. Lippincott, Williams and Wilkins, Philadelphia, 2001.
- Bailey JJ, Berson AS, Garson A Jr, et al. Recommendations for standardization and specifications in automated electrocardiography: bandwidth and digital signal processing: a report for health professionals by an ad hoc writing group of the Committee on Electrocardiography and Cardiac Electrophysiology of the Council on Clinical Cardiology, American Heart Association. *Circulation* 1990; 81: 730–9.
- Kligfield P, Badilini F, Rowlandson I, et al. Comparison of automated measurements of electrocardiographic intervals and durations by computer-based algorithms of digital electrocardiographs. *Am Heart J* 2014; 167: 150–9.
- Mason JW, Ramseth DJ, Chanter DO, et al. Electrocardiographic reference ranges derived from 79,743 ambulatory subjects. *J Electrocardiol* 2007; 40: 228–34.
- van der Ende MV, Siland JE, Snieder H, et al. Population-based values and abnormalities of the electrocardiogram in the general Dutch population: The LifeLines Cohort Study. *Clin Cardiol* 2017; 40: 865–72.
- Einthoven W. Galvanometrische registratie van het menselijk electrocardiogram. In: Herinneringsbundel Professor S. S. Rosenstein. Leiden, Netherlands: Eduard Ijdo; 1902: 101–6.
- Goldberger E. The aVL, aVR, and aVF leads. A simplification of standard lead electrocardiography. *Am Heart J* 1942; 24: 378–96.
- Wilson FN, Johnston FD, Rosenbaum FF, et al. The precordial electrocardiogram. *Am Heart J* 1944; 27: 19–85.
- Mason RE, Likar I. A new system of multiple-lead exercise electrocardiography. *Am Heart J* 1966; 71: 196.
- García-Niebla J, Lloñtop-García P, Valle-Racero JJ, et al. Technical mistakes during the acquisition of the electrocardiogram. *Ann Noninvasive Electrocardiol* 2009; 14: 389–403.
- Tung RT. Electrocardiographic limb leads placement and its clinical implication: Two cases of electrocardiographic illustrations. *Kans J Med* 2021; 14: 229–30.
- Sevilla DC, Dohrmann ML, Somelofski CA, et al. Invalidation of the resting electrocardiogram obtained via exercise electrode sites at a standard 12-lead recording. *Am J Cardiol* 1989; 63: 35–9.
- Pahlm O, Haisty WK Jr, Edenbrandt L, et al. Evaluation of changes in standard electrocardiographic QRS waveforms recorded from activity-compatible proximal limb lead positions. *Am J Cardiol* 1992; 69: 253–7.
- Kania M, Rix H, Fereniec M, et al. The effect of precordial lead displacement on ECG morphology. *Med Biol Eng Comput* 2014; 52: 109–19.
- Byrne RA, Rossello X, Coughlan JJ, et al; ESC Scientific Document Group. 2023 ESC Guidelines for the management of acute coronary syndromes. *Eur Heart J* 2023; 44: 3720–826.
- Wagner GS, Macfarlane P, Wellens H, et al; American Heart Association Electrocardiography and Arrhythmias Committee, Council on Clinical Cardiology; American College of Cardiology Foundation; Heart Rhythm Society. AHA/ACCF/HRS recommendations for the standardization and interpretation of the electrocardiogram: part VI: acute ischemia/infarction: a scientific statement from the American Heart Association Electrocardiography and Arrhythmias Committee, Council on Clinical Cardiology; the American College of Cardiology Foundation; and the Heart Rhythm Society. Endorsed by the International Society for Computerized Electrocardiology. *J Am Coll Cardiol* 2009; 53: 1003–11.
- Wenger W, Kligfield P. Variability of precordial electrode placement during routine electrocardiography. *J Electrocardiol* 1996; 29: 179–84.
- Smulyan H. The Computerized ECG: friend and foe. *Am J Med* 2019; 132: 153–60.

Die ärztliche Kontrolle und gegebenenfalls Korrektur des automatisierten Befundes verbessern die Interpretation signifikant. Insgesamt ist die automatisierte Analyse daher als Ergänzung und Unterstützung der ärztlichen Analyse zu sehen. Die ärztliche Validierung aller EKG-Befunde bleibt somit weiterhin erforderlich.

■ Zusammenfassung

Die technisch einwandfreie EKG-Registrierung ist Voraussetzung für eine richtige EKG-Analyse. Sie erfordert eine leitliniengerechte Grundeinstellung der EKG-Geräte sowie geschultes Personal für deren Bedienung, richtige Patienten-vorbereitung und Anlage der Elektroden. Dennoch erfüllt nur ein kleiner Bruchteil aller EKG-Registrierungen diese Anforderungen. Die gravierendsten und häufigsten Fehler sind Fehlplatzierungen der Brustwandelektroden, Platzierung der Extremitätenelektroden am Rumpf und die falsche Einstellung der Filterung. Die automatisierte EKG-Interpretation soll als Unterstützung der ärztlichen Analyse verwendet werden, diese aber nicht ersetzen.

■ Interessenkonflikt

Keiner.

■ Anhang: Registrieren des 12-Ableitungs-EKGs – Kurzanleitung

Elektrodenposition

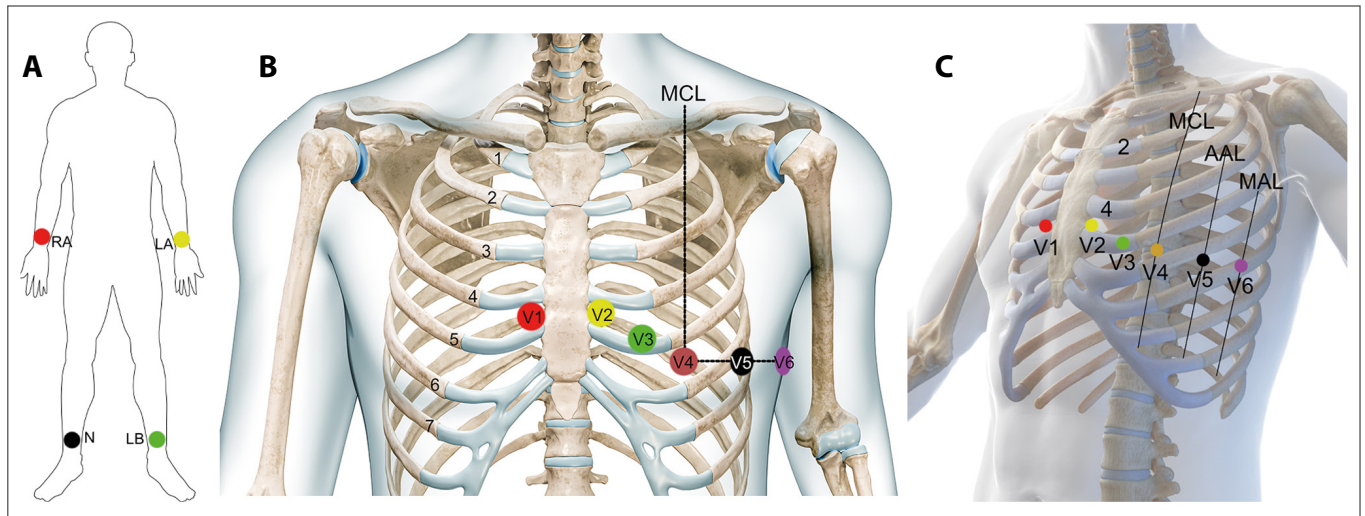


Abbildung 9: Elektrodenposition an Extremitäten (A), und Thorax (B und C).

MCL: Medioklavikularlinie. AAL: Anteriore Axillarlinie. MAL: Mittlere Axillarlinie.

(B: Shutterstock 2293671173, modifiziert. C: Shutterstock 2238871047 Sebastian Kaulitzki, modifiziert. Abdruck mit Shutterstock-Lizenz.)

Extremitäten: knapp oberhalb der Hand- und Fußgelenke. Alternative, wenn nicht anders möglich: „Distal der Schultern und Hüften“. Eine Positionierung der Elektroden am Rumpf ist nicht zulässig.

Brustwand: V₁ am rechten Sternalrand im 4. Interkostalraum, V₂ am linken Sternalrand im 4. Interkostalraum, V₄ im 5. Interkostalraum in der Medioklavikularlinie, V₃ genau zwischen V₂ und V₄. V₄–V₆ befinden sich auf gleicher Höhe. V₆ in der mittleren Axillarlinie, V₅ in der anterioren Axillarlinie oder genau zwischen V₄ und V₆, wenn die vordere Axillarlinie nicht klar definierbar ist. Bei Frauen sollen die Elektroden auf der Thoraxwand unter der Brust platziert werden.

Geräteeinstellungen:

Filterung:

- High-Pass-Filter 0,05 Hz (ein proprietärer digitaler Filter hoher Qualität mit höherem Cut-off kann verwendet werden)
- Low-Pass-Filter 150 Hz, bei Kindern 250 Hz

Troubleshooting:

1. Optimierung der Signalkette:

- ruhiger, entspannter Patient
- saubere, bei Bedarf rasierte Patientenhaut
- Verwendung von hochwertigen, sauberen, nicht ausgetrockneten Elektroden
- Verwendung von Elektroden-Kontaktspray oder Kontaktgel entsprechend den Angaben des Geräte- bzw. Elektrodenherstellers
- Vermeiden von Zug an den Kabeln, geknotete oder pendelnde Kabel. Überprüfung des Zustands der Kabel
- Überprüfung der Saugvorrichtung

2. Vermeiden bzw. Suche nach Interferenzen durch elektrische bzw. elektronische Geräte.

3. Beachten der (softwareabhängigen) Fehlerhinweise des Geräts.

4. Aus- und Wiedereinschalten des Geräts führt zum Software-reset und Laden der programmierten Grundeinstellung.

Mitteilungen aus der Redaktion

Besuchen Sie unsere Rubrik

☒ Medizintechnik-Produkte



Neues CRT-D Implantat
Intica 7 HF-T QP von Biotronik



Artis pheno
Siemens Healthcare Diagnostics GmbH



Philips Azurion:
Innovative Bildgebungslösung

Aspirator 3
Labotect GmbH



InControl 1050
Labotect GmbH

e-Journal-Abo

Beziehen Sie die elektronischen Ausgaben dieser Zeitschrift hier.

Die Lieferung umfasst 4–5 Ausgaben pro Jahr zzgl. allfälliger Sonderhefte.

Unsere e-Journale stehen als PDF-Datei zur Verfügung und sind auf den meisten der marktüblichen e-Book-Readern, Tablets sowie auf iPad funktionsfähig.

☒ Bestellung e-Journal-Abo

Haftungsausschluss

Die in unseren Webseiten publizierten Informationen richten sich **ausschließlich an geprüfte und autorisierte medizinische Berufsgruppen** und entbinden nicht von der ärztlichen Sorgfaltspflicht sowie von einer ausführlichen Patientenaufklärung über therapeutische Optionen und deren Wirkungen bzw. Nebenwirkungen. Die entsprechenden Angaben werden von den Autoren mit der größten Sorgfalt recherchiert und zusammengestellt. Die angegebenen Dosierungen sind im Einzelfall anhand der Fachinformationen zu überprüfen. Weder die Autoren, noch die tragenden Gesellschaften noch der Verlag übernehmen irgendwelche Haftungsansprüche.

Bitte beachten Sie auch diese Seiten:

[Impressum](#)

[Disclaimers & Copyright](#)

[Datenschutzerklärung](#)