

Zeitschrift: Bulletin des Schweizerischen Elektrotechnischen Vereins, des Verbandes Schweizerischer Elektrizitätsunternehmen = Bulletin de l'Association suisse des électriciens, de l'Association des entreprises électriques suisses

Herausgeber: Schweizerischer Elektrotechnischer Verein ; Verband Schweizerischer Elektrizitätsunternehmen

Band: 70 (1979)

Heft: 17

Artikel: Elektrokardiographie

Autor: Peyer, C.

DOI: <https://doi.org/10.5169/seals-905429>

Nutzungsbedingungen

Die ETH-Bibliothek ist die Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften auf E-Periodica. Sie besitzt keine Urheberrechte an den Zeitschriften und ist nicht verantwortlich für deren Inhalte. Die Rechte liegen in der Regel bei den Herausgebern beziehungsweise den externen Rechteinhabern. Das Veröffentlichen von Bildern in Print- und Online-Publikationen sowie auf Social Media-Kanälen oder Webseiten ist nur mit vorheriger Genehmigung der Rechteinhaber erlaubt. [Mehr erfahren](#)

Conditions d'utilisation

L'ETH Library est le fournisseur des revues numérisées. Elle ne détient aucun droit d'auteur sur les revues et n'est pas responsable de leur contenu. En règle générale, les droits sont détenus par les éditeurs ou les détenteurs de droits externes. La reproduction d'images dans des publications imprimées ou en ligne ainsi que sur des canaux de médias sociaux ou des sites web n'est autorisée qu'avec l'accord préalable des détenteurs des droits. [En savoir plus](#)

Terms of use

The ETH Library is the provider of the digitised journals. It does not own any copyrights to the journals and is not responsible for their content. The rights usually lie with the publishers or the external rights holders. Publishing images in print and online publications, as well as on social media channels or websites, is only permitted with the prior consent of the rights holders. [Find out more](#)

Download PDF: 14.03.2026

ETH-Bibliothek Zürich, E-Periodica, <https://www.e-periodica.ch>

Elektrokardiographie

Von Ch. Peyer

612.172.4;

Die Elektrokardiographie gewinnt zunehmend an Bedeutung, da es sich um eine einfach durchzuführende, nicht invasive Methode zur Untersuchung der Erregungsphänomene des Herzens handelt. Die Technik hat einen hohen Stand erreicht und wird laufend weiterentwickelt, mit dem Ziel, die Qualität der Elektrokardiogramme zu verbessern, die Bedienung der Geräte zu vereinfachen und die Untersuchungszeiten zu verkürzen. Der Einsatz von Computern ermöglicht eine automatische Analyse und Befundung der Elektrokardiogramme.

L'électrocardiographie gagne en importance, parce qu'il s'agit d'une méthode simple à appliquer et sans risques pour l'examen des phénomènes d'excitation du cœur. La technique a atteint un haut niveau et est perfectionnée sans cesse, afin d'améliorer la qualité des électrocardiogrammes, de simplifier le maniement des appareils et de réduire les temps d'examen. L'emploi d'ordinateurs permet une analyse automatique des électrocardiogrammes et du résultat.

1. Elektro-physiologische Grundlagen

Eine Muskelfaser besteht aus einem Kern und einer Hülle. Der Kern ist stark mit K-Ionen¹⁾ angereichert. Die Hülle enthält Na-Ionen¹⁾. Zwischen Kern und Hülle befindet sich eine semipermeable Membran. Sie hält zunächst die Na-Ionen in der Hülle zurück, während die K-Ionen hindurch diffundieren können. Der Kern ist gegenüber der Hülle demnach negativ geladen. Wird die Muskelfaser erregt, so wird die Membran auch für die Anionen durchlässig. Die in der Ruhe entstandene Potentialdifferenz zwischen Kern und Hülle verschwindet. Dieser Vorgang wird als Depolarisation bezeichnet. Die erregten Fasern erscheinen gegenüber den unerregten elektrisch negativ. Diese als Aktionsspannung bezeichnete Potentialdifferenz kann als Elektrogramm im zeitlichen Verlauf aufgezeichnet werden.

Nach einem gewissen Überspringen (Umpolarisation) verringert sich die Permeabilität der Zellmembran wieder, und der extrazelluläre Raum wird erneut negativ. Die Muskelfaser befindet sich im Zustand der Repolarisation. Erst nach Ablauf des ganzen Zyklus kann eine erneute Depolarisation ausgelöst werden. Die Zeit bis zur Wiedererregbarkeit einer Zelle nennt man Refraktärzeit.

Die Summe der elementaren bioelektrischen Potentialveränderungen der Herzmuskelfasern manifestiert sich an der Körperoberfläche als räumlich und zeitlich veränderliches Aktionspotential des Herzens. Mittels geeigneter Elektroden lässt sich das Aktionspotential an verschiedenen Körperstellen abgrei-

fen. Die Potentialdifferenzen von verschiedenen Abgreifstellen lassen sich in ihrem zeitlichen Verlauf als sogenanntes Elektrokardiogramm (EKG) aufzeichnen. Die Kurvenformen der verschiedenen EKG-Ableitungen sind recht unterschiedlich. Bei jeder Ableitung manifestieren sich jedoch die einzelnen Phasen des Herzzyklus.

Fig. 1 zeigt eine charakteristische EKG-Kurvenform. Die einzelnen Periodenabschnitte werden mit P, Q, R, S, T und U bezeichnet. Die P-Welle entsteht durch die Depolarisation der Vorhöfe. Der Q-, R-, S-Komplex ist die Folge der Depolarisation der Hauptkammern. Die T-Welle entsteht während der Repolarisation der Kammern. Die Repolarisation der Vorhöfe wird durch Überlagerung der Depolarisation der Hauptkammern überdeckt. Die Depolarisation der Vorkammern wird durch die Erregung einer Anhäufung von spezialisierten Zellen am sogenannten Sinusknoten ausgelöst. Die Depolarisation dieser Zellen erfolgt autonom in dem diesen Zellen eigenen, sogenannten Sinusrhythmus. Die Erregung des Sinusknotens pflanzt sich über die Vorhöfe bis zur Scheidewand zwischen den Vorhöfen und den Herzkammern fort. Hier befindet sich wiederum eine Ansammlung spezialisierten Zellen, die man als atrioventrikulären Knoten (AV-Knoten) bezeichnet. Im AV-Knoten pflanzt sich die Erregung verzögert fort und gelangt über das His'sche Bündel auf die Hauptkammern. Über die Verzweigungen (Schenkel) des His'schen Bündels breitet sich die Erregung sehr rasch über die Kammern aus und produziert den QRS-Komplex. Die Kammerrepolarisation findet anschliessend unabhängig vom Reizleitungssystem statt.

Bei der Konturdiagnostik werden die Abweichungen von der normalen Kurvenform festgestellt, wie Verbreiterung des QRS-Komplexes (Schenkelblock), Erhöhung der R-Zacke (Hypertrophie), Verkleinerung oder negative QRS-Amplitude (Infarkt), Veränderung der T-Welle (Störung der Kammerrepolarisation, Ischaemie).

Die Rhythmusdiagnostik beschäftigt sich mit den Sequenzen der Vorhof- und Kammerzyklen, deren Kopplung und Reizursprung. Beim normalen Sinusrhythmus folgen sich die P-Wellen mit konstantem Abstand. Die Kammerperiodizität (R-R-Abstand) ist gleich dem P-P-Abstand. Rhythmusstörungen sind zu niedrige Schlagfrequenz (Bradykardie), zu hohe Schlagfrequenz (Tachykardie), sehr schnelle regelmässige oder unregelmässige Erregungen der Vorhöfe oder der Kammern (Vorhofflattern, Kammerflattern, Vorhofflimmern, Kammerflimmern). Spontan auftretende Erregungen der Herzkammern, die ihren Ursprung nicht im Sinusknoten haben, nennt man ventrikuläre Extrasystolen.

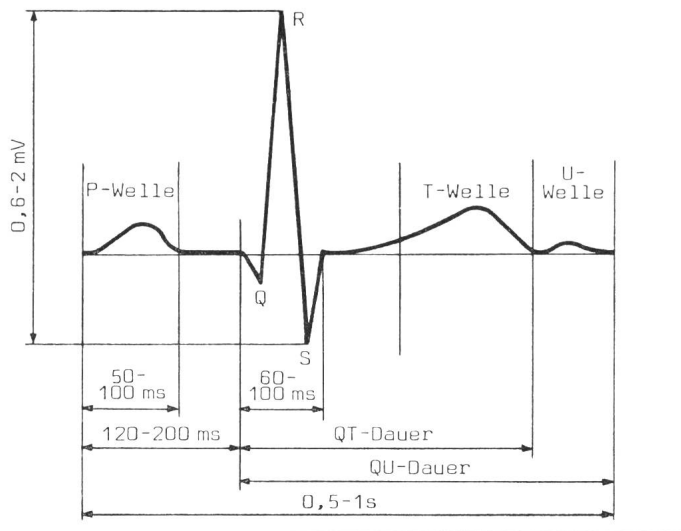


Fig. 1 Charakteristische EKG-Kurvenform für ein gesundes Herz

2. Die geschichtliche Entwicklung der Elektrokardiographie

1856 gelang es *Koelliker* und *Müller*, das Vorhandensein von Herzaktionsströmen mit Hilfe des stromprüfenden Froschschenkels nachzuweisen. 1887 zeichnete *Waller* mit Hilfe eines Lippmannschen Kapillarelektrometers das erste menschliche EKG auf. 1903 verwendete *Einthoven* ein Saitengalvanometer, dessen Ablenkungen unter Verwendung eines Projektionsmikroskops photographisch aufgezeichnet wurden. Er konstruierte damit das erste Gerät, das den Bedürfnissen der Elektrokardiographie genügen konnte. Durch seine grundlegenden Arbeiten hat er der klinischen Elektrokardiographie den Weg geöffnet.

1920 beschrieb *Pardee* das typische EKG des Herzinfarktes. Die Erfindung des Röhrenverstärkers eröffnete der Elektrokardiographie Mitte der zwanziger Jahre neue Dimensionen. 1932 erschienen Arbeiten von *Wilson* und anderen über die Brustwandableitungen. Damit waren die Grundlagen für die moderne Elektrokardiographie geschaffen. Das photographische Registrierpapier wurde etwa bis 1945 verwendet. Danach wurden verschiedene direktschreibende Registrierverfahren eingeführt. Fig. 2 zeigt ein in der Schweiz hergestelltes Gerät aus den vierziger Jahren, welches schon alle wesentlichen Funktionen eines modernen Elektrokardiographen enthält. Das Gerät beschriftet thermosensitives Papier mit Hilfe eines geheizten, galvanometrisch angetriebenen Schreibstiftes. Dieses Registrierverfahren wird auch heute bei den meisten Elektrokardiographen angewendet.

Moderne Geräte weisen vor allem einen verbesserten Schutz des Patienten vor elektrischen Gefahren und eine verbesserte Registrierqualität auf. Die Bedienung der Geräte ist einfacher und komfortabler geworden. Fig. 3 zeigt einen mikroprozessor-gesteuerten Elektrokardiographen, ebenfalls ein Schweizer Produkt, bei welchem der ganze Registrierablauf automatisch erfolgt. Das Gerät wählt die verschiedenen Ableitungen selbst. Mit Hilfe einer Tastatur können Patientendaten eingegeben werden, welche gleichzeitig mit dem Elektrokardiogramm auf dem Papier registriert werden.

3. Der Aufbau eines Elektrokardiographen

Die Hauptbestandteile eines Elektrokardiographen sind das Registriersystem und der Verstärkerteil. Dazu kommt noch ein Bedienungs- und Steuerteil sowie die Speisung.

Der Verstärkerteil, EKG-Verstärker genannt, hat die Aufgabe, die am Patienten abgenommenen Signale zu verstärken. Zur Abnahme werden meist Metallelektroden verwendet. Die Zahl der Abnahmestellen ist unterschiedlich (z.B. 5, 7, 10 oder 14). Die Auswahl der zu registrierenden Spannungen, welche zwischen den verschiedenen Abnahmestellen auftreten, erfolgt durch den sogenannten Ableitungswähler. Um die geforderte Eingangsimpedanz und Gleichaktunterdrückung zu erreichen, legt man den Ableitungswähler jedoch nicht direkt an den Verstärkereingang. Die einzelnen Elektrodensignale müssen zunächst in parallelen Kanälen verstärkt werden. Die Amplitude der Nutzsignale liegt in der Grössenordnung von einem Millivolt.

Neben den zeitveränderlichen EKG-Signalen treten an den Elektroden auch galvanoelektrische Gleichspannungen auf. Diese können mehrere hundert Millivolt betragen. Diese Spannungen müssen im EKG-Verstärker entweder durch ein Hoch-

passfilter ausgefiltert oder mit Hilfe einer steuerbaren Gegen-spannung kompensiert werden.

Als weitere Besonderheit wird beim EKG-Verstärker eine extrem hohe Übersteuerbarkeit gefordert. Die Eingänge müssen Spannungen von 4000 V ohne Schädigung standhalten. Derartige Spannungen treten beim Einsatz von Defibrillatoren zur Reanimation bei Herzkammerflimmern auf.

Da der EKG-Verstärker direkt mit dem Patienten in Verbindung steht, müssen spezielle Massnahmen zum Schutz des Patienten gegen elektrischen Schlag getroffen werden. Die Sicherheit muss auch bei Isolationsfehlern oder bei Unterbruch der Schutz Erde (im sog. ersten Fehlerfall) gewährleistet sein. Selbst wenn der Patient durch fremde Einflüsse direkt mit Netzspannung in Verbindung steht, darf der durch den Elektrokardiographen abfliessende Strom keine Gefahr für ihn darstellen. Diese Anforderung macht in der Regel den Einsatz von Isolationsverstärkern mit galvanischer Trennung zwischen Eingang und Ausgang erforderlich. Die Impedanz zwischen dem Verstärkereingang und Erde muss einen hohen Wert aufweisen.

An das Registriersystem werden ebenfalls hohe Anforderungen gestellt. Es muss Signale mit Frequenzen bis 75 Hz verzerrungsfrei aufzeichnen. Üblicherweise wird das elektrische Signal mit Hilfe eines Dreheisen-, Drehspul- oder Tauchspulengalvanometers in eine mechanische Bewegung umgewandelt. Die Schrifterzeugung auf dem Papier erfolgt auf verschiedene Art und Weise. Die grösste Verbreitung hat das *Thermoschreibverfahren* gefunden. Bei diesem Verfahren treibt das Galvanometer einen Schreibstift an, dessen Schreibspitze durch ein Heizelement erhitzt wird. Das Papier enthält eine thermosen-

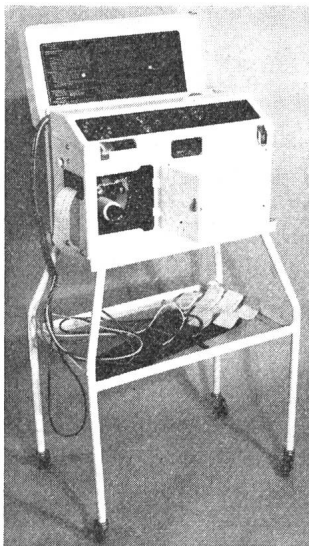


Fig. 2
Elektrokardiograph
älterer Bauart

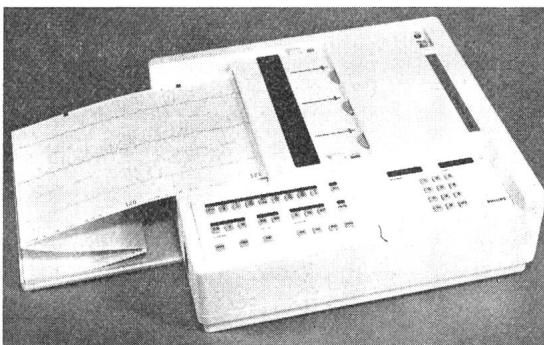


Fig. 3 Moderner, automatischer Elektrokardiograph

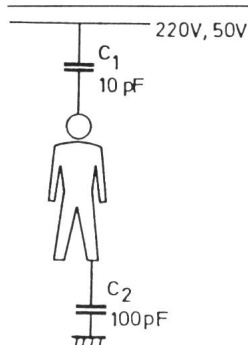


Fig. 4 Kapazität von einem Netzleiter auf den Patienten eingekoppelte Störspannung

C_1 Kapazität vom Patienten gegen den Netzleiter
 C_2 Kapazität vom Patienten gegen Erde

sitive Schicht, welche sich beim Kontakt mit der Wärmespitze verfärbt. Ebenfalls sehr gebräuchlich ist das *Tintenschreibverfahren*. Die Schreibflüssigkeit wird bei diesem Verfahren über eine Kapillare im Schreibstift direkt auf das Papier übertragen, wobei der Schreibstift ebenfalls durch ein Galvanometer angetrieben wird. Beim *Tintenstrahlschreibverfahren* wird durch das Galvanometer eine Düse bewegt, durch welche die Registrierflüssigkeit mit hohem Druck auf das Papier gespritzt wird. Beim *Pigmentschreibverfahren* drückt der Schreibstift ein Farbband gegen das Papier; an der Berührungsstelle entsteht ein Abdruck.

4. Stand der Technik und Entwicklungstendenzen

Die Entwicklung der Elektrokardiographie ist keineswegs abgeschlossen. Mit der Weiterentwicklung der Geräte werden vor allem drei Ziele verfolgt:

- Verbesserung der Qualität der Elektrokardiogramme
- Verringerung des Zeitaufwandes für eine EKG-Registrierung und Erhöhung des Bedienungskomfortes
- Automatisierung der Analyse und Befundung der Elektrokardiogramme.

4.1 Qualitätsverbesserung der Elektrokardiogramme

Registriersystem

Die Qualität eines Elektrokardiogramms hängt in hohem Masse vom Registriersystem ab. Dessen wichtigste Kenngrößen sind die Amplitude-Frequenz-Charakteristik, der Phasengang oder das Überschwingungsverhalten, die Linearität, die Hysterese, die Fähigkeit, Signale kleiner Amplitude aufzuzeichnen, die Nulllinienstabilität und die Linienbreite.

Frequenzcharakteristik und Phasengang werden vor allem durch das Auslenkdrehmoment und das Massenträgheitsmoment der Schreibergalvanometer bestimmt. Moderne Magnetwerkstoffe ermöglichen eine Steigerung der Auslenkdrehmomente. Eine leichte Konstruktion der beweglichen Teile der Galvanometer, insbesondere der Schreibzeiger, sind Voraussetzung für eine Reduktion der Massenträgheitsmomente.

Ein Galvanometer zeigt für ansteigende und für absinkende Spannungsverläufe nicht dieselben Werte an. Diesen Effekt bezeichnet man als Hysterese. Die Hysterese und die Unfähigkeit, Signale kleiner Amplitude aufzuzeichnen, ist hauptsächlich durch Reibungskräfte (Lagerreibung und Reibung des Schreibstifts auf dem Papier) bedingt. Der Einfluss der Reibung wird bei modernen Registrierergalvanometern durch Einbau von

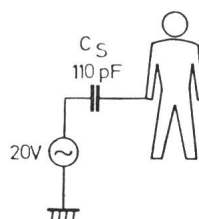


Fig. 5 Ersatzschaltbild für die Anordnung nach Fig. 4

$$C_S = C_1 + C_2$$

Rückkopplungselementen verringert. Ein Positionsfühler gibt eine der Auslenkung proportionale Spannung ab, welche einem Regelverstärker als Rückkopplungssignal zugeführt wird. Als Rückkopplungselement kann beispielsweise ein Drehkondensator oder eine Anordnung mit Hallgenerator dienen.

Für eine gute Registrierqualität ist es ferner erforderlich, dass die Linienbreite im Vergleich zur Registrieramplitude klein ist (groses Auflösungsvermögen). Ausserdem soll die Linienbreite möglichst unabhängig von der Bewegung des Schreibstiftes sein. Dies bedingt eine ausreichende Flüssigkeitszufuhr bei Tintenschreibern bzw. eine ausreichende Wärmezufuhr bei Thermoschreibern. Bei modernen Registriergeräten wird die Tinten- oder Wärmezufuhr elektronisch geregelt.

Artefakte

Die Praxis zeigt, dass etwa 5 % der EKG-Aufnahmen wiederholt werden müssen, weil deren Qualität für eine vollständige Interpretation ungenügend ist. Verschiedene Störeinflüsse (Artefakte) beeinträchtigen die Qualität der Elektrokardiogramme. Artefakte können folgende Ursachen haben:

- kapazitiv auf den Patienten und die Anschlusskabel eingekoppelte Störspannungen, insbesondere aus dem Stromversorgungsnetz (50 Hz)
- induktiv in Schleifen der Anschlusskabel eingekoppelte Störspannungen mit Netzfrequenz
- instabile Basislinie (Nulllinie) infolge Veränderungen der Elektrodenkontaktpotentiale im Verlaufe der Registrierung
- Muskelzittern
- ungenügender Elektrodenkontakt

Das folgende Zahlenbeispiel soll den Einfluss von kapazitiv auf den Patienten eingekoppelten Störspannungen zeigen: Ein Netzleiter, der im Abstand von 30 cm parallel zum Körper des Patienten verläuft, hat gegen diesen eine Kapazität von ca. 10 pF. Der Patient seinerseits hat gegen Erde eine Kapazität von 100 pF (Fig. 4). Der Patient wird daher mit einer Spannung beaufschlagt, deren Quelle in Fig. 5 als Ersatzschaltung dargestellt ist. Fig. 6 zeigt die Verhältnisse am Eingang eines an den Patienten angeschlossenen Differenzverstärkers. Z_R , Z_F und Z_N stellen die Übergangsimpedanzen vom Patienten auf die Elektroden dar, wobei N die normalerweise angeschlossene neutrale Elektrode ist. Die Übergangsimpedanzen können Werte von einigen 100 Ω bis 50 k Ω annehmen. Die Unsymmetrien am Eingang des Differenzverstärkers führen nun dazu, dass die am Patienten auftretenden Gleichtaktspannungen teilweise mitverstärkt werden. Nimmt man als Beispiel $Z_R = 0$, $Z_F = 50$ k Ω , $Z_N = 50$ k Ω , $C_F = 10$ pF, $C_R = 10$ pF und

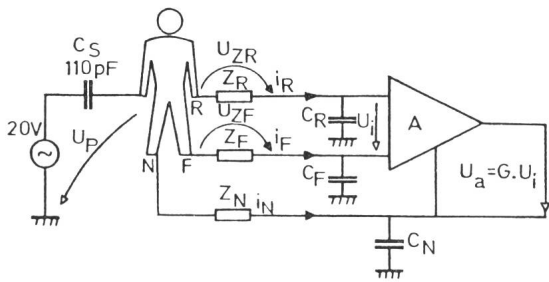


Fig. 6 Impedanzverhältnisse am EKG-Verstärkereingang

R, F	aktive Elektroden
N	neutrale Elektrode
Z_R, Z_F, Z_N	Haut/Elektroden-Impedanzen
C_R, C_F, C_N	Eingangskapazitäten gegen Erde
U_p	Störspannung am Patienten
U_{ZR}, U_{ZF}	Spannungsabfall über den Impedanzen Z_R und Z_F
i_R, i_F, i_N	Ableitströme
G	Verstärkung des idealen Differenzverstärkers A
U_i	Differenz-Eingangsspannung (Störspannung)
U_a	Ausgangsspannung

$C_N = 30 \text{ pF}$ an, so erhält man für die Spannung U_p einen Wert von 13,7 V. Diese Gleichtaktspannung erzeugt einen Strom $i_R \approx U_p \cdot \omega C_R = 43 \text{ nA}$. Die Differenz der Spannungsabfälle über Z_R und Z_F tritt am Verstärkereingang als Differenzspannung U_i auf. Im Zahlenbeispiel wird damit $U_{ZR} = 2,2 \text{ mV}$, $U_{ZF} = 0$ und $U_i = 2,2 \text{ mV}$. Dieser Wert von U_i ist höher als die Nutzsignalamplitude.

Um den Störeinfluss der Gleichtaktspannung U_p auszuschalten, dürften die Eingangskapazitäten nur etwa 0,1 pF betragen. Das Zahlenbeispiel zeigt, dass spezielle konstruktive und schaltungstechnische Massnahmen getroffen werden müssen, um den Störeinfluss von kapazitiv auf den Patienten eingekoppelten Spannungen auszuschalten. Die Aufgabe wird noch dadurch erschwert, dass in die Eingangsleitungen Ableit-elemente für die Defibrillationsströme und Filter gegen HF-Störungen eingebaut werden müssen.

Die Eingangskapazitäten C_R und C_F lassen sich verringern, indem man die Zuleitungen zu den Elektroden R und F abschirmt und die Abschirmung mit der auf den Zuleitungen auftretenden Gleichspannung mitsteuert. Ein Schaltungsbeispiel zeigt Fig. 7. Mit der Schaltungsanordnung nach Fig. 8 ist eine weitere Verbesserung der Störunterdrückung möglich. Bei dieser Anordnung wird die Spannung U_p weitgehend neutralisiert.

Erheblich schwieriger ist die Elimination von Störspannungen, die durch induktive Einkopplung in Schleifen der Anschlusskabel entstehen. Die Schleifen können zwar durch geschicktes Verlegen der Kabel entlang dem Körper des Patienten kleingehalten werden. Bei Routine-EKG sollte jedoch nicht speziell auf das Verlegen der Kabel geachtet werden müssen. Ein Wechselstrom von 10 A und 50 Hz erzeugt zum Beispiel in einem radialen Leiterabstand von einem Meter eine Induktion von $3,10^{-6} \text{ T}$. In der Praxis muss mit netzfrequenten Magnetfeldern mit Induktionswerten von bis zu 10^{-5} T gerechnet werden. Diese Induktion induziert in eine Leiterschleife von 5 dm^2 eine Störspannung von 0,16 mV.

Durch schaltungstechnische Massnahmen am Verstärkereingang können induktiv eingekoppelte Störspannungen nicht eliminiert werden. Sie liegen als echte Differenzspannungen am Verstärkereingang. Eine Ausfilterung durch ein schmalbandiges Sperrfilter konventioneller Bauart ist nicht zulässig, da das

Filter Phasenverzerrungen verursacht. Verbesserte Möglichkeiten ergeben sich mit einer digitalen Filtertechnik. Diese setzt allerdings voraus, dass die analogen Signale zuerst in digitale Form umgewandelt werden. Die digitale Signalverarbeitung gewinnt deshalb zunehmend an Bedeutung.

Ein weiterer Qualitätsmangel von Elektrokardiogrammen sind Instabilitäten der Basislinie. Die Ursachen sind Variationen der Kontaktpotentiale und der Hautübergangswiderstände sowie durch die Atmung hervorgerufene Aktionsspannungen. Im Extremfall ist die Abwanderung der Nulllinie so gross, dass die Kurve den Schreibbereich des Elektrokardiographen verlässt. Elektrokardiographen besitzen in der Regel eine Deblockierungstaste. Durch Druck auf diese Taste wird der Verstärker kurzzeitig stabilisiert und die Basislinie zurückgesetzt. Bei einigen Geräten erfolgt die Basislinienrückstellung automatisch, sobald die Kurve den Schreibbereich verlässt. Die Basislinienschwankungen sind aber selbst dann störend, wenn die Kurve den Schreibbereich nicht überschreitet. Bei digitaler Signalverarbeitung ist es möglich, die Lage der Basislinie mit Hilfe geeigneter Algorithmen laufend zu überprüfen und zu korrigieren.

Muskelzittern entsteht bei ungenügender Entspannung der peripheren Muskulatur. Es äussert sich durch das Auftreten einer Wechsellspannung von unregelmässiger Frequenz und Amplitude, welche dem Elektrokardiosignal überlagert ist. Moderne Elektrokardiographen sind meist mit einem Filter ausgerüstet, welches beim Vorhandensein von Muskelzittern zugeschaltet werden kann. Das Filter ist ein Tiefpass mit einer Grenzfrequenz von ca. 30 Hz. Damit wird eine gewisse Unter-

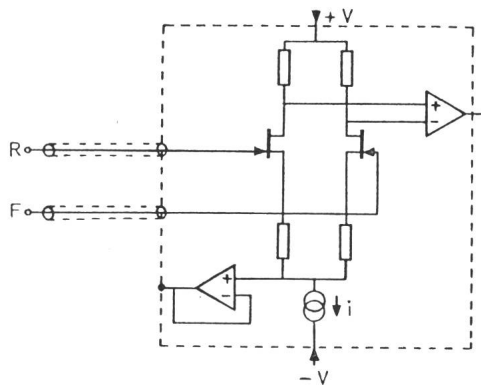


Fig. 7 Mitsteuerung der Abschirmung

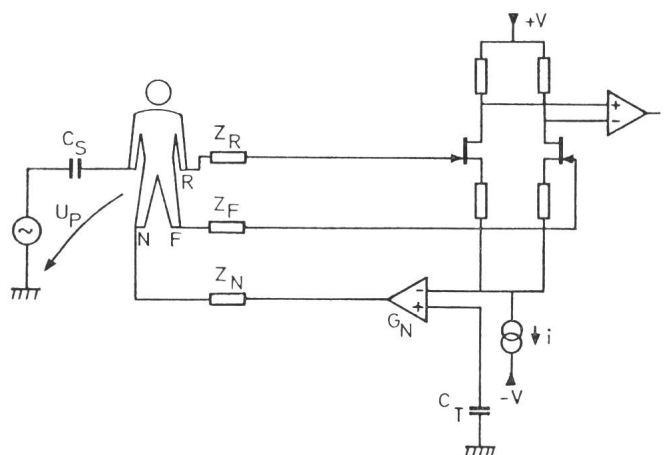


Fig. 8 Schaltung zur Neutralisation der Störspannung U_p
 G_N Kompensationsverstärker

drückung der durch Muskelzittern erzeugten Störspannung möglich. Allerdings wird durch die Filterung der diagnostische Wert des Elektrokardiogramms herabgesetzt. Eine weitgehende Unterdrückung von unregelmässigen Störspannungen, wie sie durch Muskelzittern erzeugt werden, ergibt sich bei der Mittelung des Signals über mehrere Herzschläge. Von dieser Möglichkeit wird in EKG-Analyseprogrammen Gebrauch gemacht.

4.2 Erhöhung des Bedienungskomforts

Durch geeignete konstruktive Massnahmen kann die Gerätebedienung vereinfacht, die Aufnahmezeit pro Patient verkürzt und die Zahl der Registrierfehler verringert werden. Bereits beim Anschliessen des Patienten sind Vereinfachungen und Zeiteinsparungen möglich. Die bisher notwendigen Präparate (Flüssigkeiten, Pasten usw.) zur Verringerung der Hautübergangswiderstände können weggelassen werden, wenn das Gerät eine genügend hohe Eingangsimpedanz und Störspannungsunterdrückung aufweist. Für die Befestigung der Elektroden wurden rationelle Methoden entwickelt. Gummibänder, die sich der Brustwand anpassen, gewährleisten automatisch die richtige Positionierung der Thoraxelektroden. Klammerelektroden sind bequem an den Extremitäten anzubringen. Bei Routineuntersuchungen bringt ein Gerät mit zwei umschaltbaren Patientenanschlüssen eine wesentliche Erhöhung der Untersuchungsfrequenz. Ein überlappender Betrieb ist damit möglich. Während der Registrierzeit kann bereits die Anschlussarbeit bei einem zweiten Patienten vorgenommen werden.

Einen hohen Bedienungskomfort bieten Geräte mit automatischer Ableitungswahl. Jede Ableitung wird während einer vorgegebenen Dauer registriert, die Umschaltung der Ableitungen erfolgt selbsttätig. Andere Einstellungen können ebenfalls automatisch erfolgen, z.B. die Registrierempfindlichkeit aufgrund der Signalamplitude oder die Papiergeschwindigkeit aufgrund der Pulsfrequenz. Man braucht dann nur den Patienten anzuschliessen und dem Registriergerät einen Startbefehl zu geben. Die ganze Registrierung läuft anschliessend automatisch ab.

Für die spätere Interpretation müssen die Elektrokardiogramme mit Beschriftungen versehen werden: Kennzeichnung der Ableitungen, Angabe der Registrierempfindlichkeit und Papiergeschwindigkeit, Patientenangaben (Name oder Patientennummer, Geburtsdatum, usw.), Datum der Untersuchung. Diese Aufgabe kann ebenfalls durch das Registriergerät übernommen werden. Die Registrierparameter werden automatisch ausgedruckt, während die Patientendaten über eine Tastatur eingegeben werden müssen.

Vorgefaltetes und perforiertes Papier mit einem Standardpapierformat erleichtert die Handhabung und Archivierung der Elektrokardiogramme.

4.3 Automatische EKG-Auswertung und Befundung

Die Parameter der einzelnen Spannungsverläufe, aus denen ein EKG besteht, werden durch eine computergestützte Vermessung ermittelt. Es sind dies die Pulsfrequenz, die Dauer der verschiedenen Intervalle und die Amplitudenwerte. Anschliessend werden die Vermessungsergebnisse interpretiert.

Fig. 9 zeigt das Flussdiagramm eines EKG-Analyse-Programms. Es umfasst folgende Programmschritte:

- Ausfilterung der netzfrequenten Störsignalanteile
- Elimination der Basislinienschwankung
- Lokalisation der Kammerkomplexe (QRS)
- Formklassifikation der Kammerkomplexe
- Lokalisation der P-Welle
- Bildung eines Mittelwertzyklus durch selektive Mittelung
- Erkennung der P-, T- und U-Welle; Bestimmung der Wellengrenzen
- Ermittlung des Vorhof- und Kammerhythmus
- Parameterberechnung: Intervalle, Amplituden, Frequenzen
- Interpretation
- Zusammenstellung des Befundtextes

Eine eindeutige Zuordnung zwischen EKG und Krankheitsklassen ist nicht in allen Fällen möglich. Die Grenzen der Verteilungsfunktionen von EKG-Parametern für gesunde Personen und einzelne Krankheitsklassen überlappen sich. Diese Feststellung gilt natürlich auch für die konventionelle EKG-Analyse durch den Kardiologen. Die Klassifizierungseigenschaften von Computerprogrammen lassen sich jedoch quantitativ planbar beeinflussen. Die Wahrscheinlichkeit für falsch positive bzw. falsch negative Aussagen kann auf den Verwendungszweck abgestimmt werden, oder die Aussage kann mit einem Wahrscheinlichkeitswert gewichtet werden.

Die Datenübertragung vom EKG-Aufnahmegerät zum Computer kann auf verschiedene Weise erfolgen (Fig. 10). Beim Vorgehen nach Fig. 10a werden die Signale auf einem Datenträger (z.B. Magnetband) gespeichert. Vom Datenträger werden sie zu einem späteren Zeitpunkt in den Computer ein-

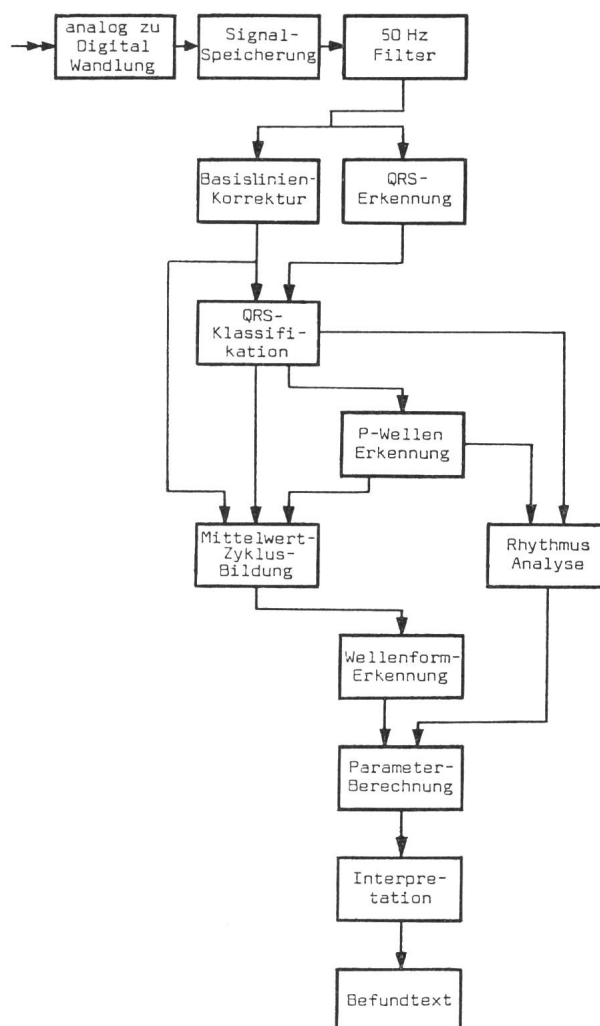


Fig. 9 EKG-Analyse- und Befundungsprogramm

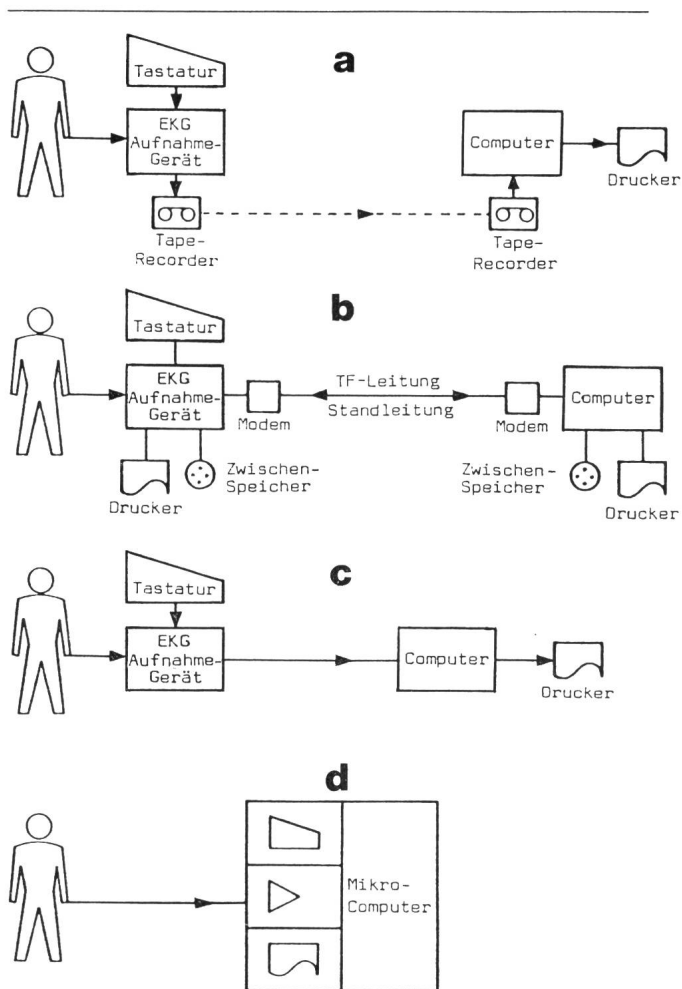


Fig. 10 Datenübertragung vom EKG-Auswertegerät zum Computer

gelesen und ausgewertet (Batch-Verarbeitung). Die Analyseergebnisse werden durch einen Drucker oder Plotter im Computerzentrum ausgegeben. Diese Methode wird vor allem für Routineuntersuchungen, wo die Ergebnisse nicht unmittelbar zur Verfügung stehen müssen, angewendet. Die Signalaufzeichnung kann in analoger oder digitaler Form erfolgen. Wegen der höheren Störsicherheit gewinnt die digitale Signalaufzeichnung an Bedeutung.

Die Datenübertragung kann auch über eine Leitung, z.B. Telefonleitung, erfolgen (Fig. 10b). Der Elektrokardiograph übernimmt dabei die Funktion eines Computerterminals. Dieses umfasst ein EKG-Aufnahmegerät, eine Tastatur zur Eingabe der Patientendaten, einen Drucker zur Ausgabe der EKG-Interpretation und einen Schreiber zur Darstellung der Elektrokardiogramme. Drucker und Schreiber können in einer einzigen Registriervorrichtung vereinigt sein. Falls die Datenübertragung off-line erfolgen soll, ist am Aufnahmeterminal ein Zwischenspeicher erforderlich (Magnetband oder Diskette).

Fig. 10c stellt ein spezialisiertes System dar, bei dem der Computer direkt mit einem oder mehreren EKG-Aufnahmegeräten verbunden ist. Im integrierten System nach Fig. 10d erfolgt die Datenverarbeitung direkt im medizinischen Gerät (intelligenter Elektrokardiograph). Dank der enormen Fortschritte in der Halbleitertechnologie wird diese Anordnung in Zukunft zu preiswerten EKG-Verarbeitungsgeräten führen.

Die automatische EKG-Befundung ist heute noch mit relativ hohen Kosten verbunden. Der grosse Forschungsaufwand auf diesem Gebiet lässt jedoch für die nächsten Jahre einige interessante Entwicklungen erwarten.

Adresse des Autors

Dipl. Ing. Christoph Peyer, F. Liechti AG, Fabrik elektromedizinischer Apparate, Paracelsusstrasse 1, 3072 Ostermundigen.