

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:	67 (1976)
Heft:	4
Artikel:	Bioelektronische Projekte : aus dem Institut für technische Physik der ETHZ
Autor:	Kraft, W. / Pinösch, P. / Fricker, B.
DOI:	https://doi.org/10.5169/seals-915122

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: 26.01.2026

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

Bioelektronische Projekte

Aus dem Institut für technische Physik der ETHZ

Von W.Kraft, P.Pinösch und B.Fricke

621.38 : 61

Eine kleine Arbeitsgruppe des Instituts für Technische Physik beschäftigt sich mit der Lösung einiger spezieller Probleme, die sich dem Arzt oder Biologen bei der Erfassung und Verarbeitung biologischer Signale, insbesondere des Elektroenzephalogramms und des Elektrokardiogramms, stellen. Der vorliegende Artikel vermittelt einen Überblick über diese Tätigkeiten, deren Schwerpunkte auf den drei Gebieten Biotelemetrie, ambulante Überwachung von Herzpatienten und Echtzeit-EEG-Analyse liegen.

Un petit groupe de travail de l'Institut de Physique Appliquée s'occupe de quelques problèmes spéciaux qui se posent aux médecins ou aux biologistes, notamment lors de l'acquisition et de l'interprétation de signaux électro-encéphalographiques et électrocardiographiques. Les auteurs donnent un aperçu de ces activités, qui concernent principalement les trois domaines de la biotélémétrie, de la surveillance ambulatoire du cardiomgramme et de l'analyse encéphalographique en temps réel.

1. Einführung

Die drei Projekte, die in diesem Artikel beschrieben werden, beziehen sich auf die Übertragung, Speicherung und Verarbeitung zweier wichtiger biologischer Signale, des Elektroenzephalogrammes (EEG) und des Elektrokardiogrammes (EKG). Sie werden in enger Zusammenarbeit mit dem Kantonsspital Zürich und dem Kinderspital Zürich durchgeführt. In finanzieller Hinsicht wurden sie durch Kredite der Schweizerischen Volkswirtschaftsstiftung, des Schweizerischen Nationalfonds und des Jubiläumsfonds der ETH ermöglicht.

1.1 Elektroenzephalogramm

Das Gehirn weist eine lebhafte elektrische Aktivität auf. Auf der Kopfoberfläche können Wechselpotentiale im μ V-Bereich abgegriffen und aufgezeichnet werden (EEG), die auf komplizierte Weise von den darunterliegenden Nervenzellen induziert werden. Die Bedeutung des EEG reicht von der Narkoseüberwachung über die Erkennung krankhafter Hirnzustände (Tumore, Epilepsie), bis zur Verwendung als entscheidendes, dem Herzstillstand überlegenes Kriterium des Todes.

In der Schlafforschung wird das EEG zur Bestimmung der Schlafstufe zu Hilfe gezogen. Einen weiteren Anwendungsbereich stellt die Untersuchung der Auswirkungen von Medikamenten auf das zentrale Nervensystem dar. Bei Tierversuchen werden dabei die Signale häufig mittels Mikroelektroden direkt im Gehirn abgegriffen. Die Biotelemetrie kann hier als nützliches Mittel zur Datenerfassung eingesetzt werden.

Das EEG wird im allgemeinen als direkte Papieraufzeichnung nach morphologisch-qualitativen Kriterien visuell interpretiert. Der Einsatz von Computern erlaubt die Anwendung komplexer Signalverarbeitungsmethoden mit dem Ziel, vermehrte Informationen zu erhalten. Dabei kommt der Spektralanalyse eine besondere Rolle zu.

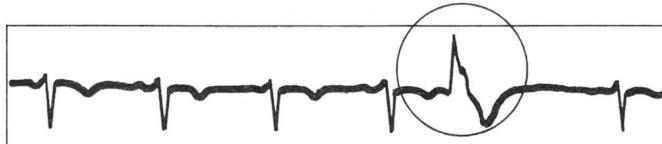


Fig. 1 Schreiberaufzeichnung eines EKG, mit Spitzenamplituden von einigen mV und einer Periode von ca. 0,8 s

Die Abweichung vom normalen Rhythmus wird als ventrikuläre Extrasystole bezeichnet und weist unter Umständen auf einen Herzinfarkt hin.

1.2 Elektrokardiogramm

Beim Elektrokardiogramm (EKG) handelt es sich ebenfalls um elektrische Signale, die an der Körperoberfläche gemessen werden können und deren Ursache die bei jeder Herzkontraktion auftretenden Aktionsströme des Herzmuskels sind. Der zeitliche Verlauf dieser Signale liefert dem Arzt wertvolle Hinweise über Zustand und Funktionstüchtigkeit des Herzens. Entscheidende diagnostische Bedeutung kommt dem EKG beim Herzinfarkt und bei Rhythmusstörungen zu, die zuverlässig erkannt werden können.

Als Beispiel ist in Fig. 1 dargestellt, wie eine vorzeitige Kontraktion des Herzmuskels im EKG zum Ausdruck kommt. Sie weist unter Umständen auf einen Infarkt oder eine andere Herzkrankheit hin, so dass deren Feststellung für den Arzt sehr wichtig sein kann. Oft treten jedoch solche Erscheinungen nur sporadisch und kurzzeitig auf, sie können somit bei der klinischen EKG-Untersuchung, die den Anschluss des Patienten an einen Papierschreiber erfordert und nur von relativ kurzer Dauer ist, nicht oder kaum festgestellt werden. Dieser Umstand hat das Projekt über langzeitige Überwachung und Speicherung des EKG auf dem Patienten angeregt.

2. Biotelemetrie

Der wesentliche Vorteil, den die Verwendung telemetrischer Methoden [1; 2; 3]¹⁾ in der biologischen Forschung bietet, liegt darin, dass sich das Versuchstier während des Experiments frei bewegen kann. So ist es z. B. möglich, die Wirkung eines Medikaments unter möglichst natürlichen Bedingungen zu untersuchen; die Beeinflussung durch die Messapparatur (wie etwa Draht- oder Schlauchverbindungen vom Tier zum Anzeigegerät) bleibt auf ein Minimum beschränkt.

Trotz ihrer Vorteile wird jedoch die Biotelemetrie noch nicht in grösserem Maßstab eingesetzt. Zuverlässige Mehrkanalsysteme für Kleintiere (Katzen, Ratten usw.) sind auf dem Markt kaum erhältlich. Der kommerziellen Herstellung einer solchen Telemetrie-Anlage steht u. a. die Tatsache im Wege, dass es technisch nicht möglich ist, ein universelles und gleichzeitig für eine bestimmte Anwendung optimales System zu realisieren. Anderseits stellt auch die Entwicklung des Senders, infolge der strengen Anforderungen in bezug auf Gewicht und Volumen, nicht einfach zu lösende technische Probleme.

¹⁾ Siehe Literatur am Schluss des Aufsatzes.

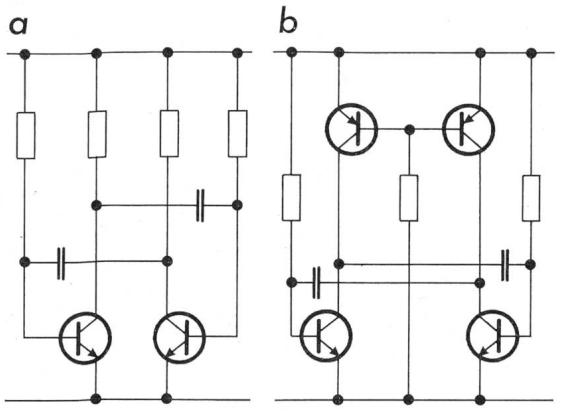


Fig. 2 Multivibrator: a) in konventioneller Schaltung, b) in Komplementärschaltung

a) $f = 1000 \text{ Hz}$	b) $f = 1000 \text{ Hz}$
$P = 4 \mu\text{W}$	$P = 3 \mu\text{W}$
$t_{on} = 160 \mu\text{s}$	$t_{on} = 0,3 \mu\text{s}$
$t_{off} = 4 \mu\text{s}$	$t_{off} = 0,3 \mu\text{s}$

Man beachte die wesentliche Verbesserung der Anstiegs- und Abfallzeiten der Ausgangsimpulse bei etwa gleichem Leistungsverbrauch

2.1 Probleme bei der Realisierung von Miniatursendern

Das Volumen eines Telemetriesenders, der für Versuche mit Kleintieren verwendbar sein soll, darf ein bis zwei cm^3 nicht überschreiten. Dies schränkt nicht nur die zulässige Komplexität der elektronischen Schaltung stark ein, es ergibt sich daraus auch unmittelbar die Forderung nach kleinem Leistungsverbrauch und niedriger Speisespannung, da durch diese die Grösse der Batterie bestimmt wird.

Prinzipiell können diese Probleme wie folgt gelöst werden:

– **Schaltungstechnik:** Für einen Miniatursender kommen aus den erwähnten Gründen nur Schaltungen in Frage, deren Stromverbrauch in der Grössenordnung von μA liegt. Sie müssen zudem bei einer Speisespannung von 1,3 V sicher funktionieren; dies ist die Spannung einer Quecksilberzelle, die vorläufig noch die gebräuchlichste Energiequelle ist, da sie eine relativ grosse Kapazität und eine gute Spannungs- konstanz aufweist.

Gute Schaltungseigenschaften trotz kleinem Leistungsverbrauch lassen sich am besten mit Komplementärschaltungen erreichen, d. h. durch die paarweise Verwendung von pnp- und npn-Transistoren [2]. Als Beispiel sind in Fig. 2 die Eigenschaften eines konventionellen Multivibrators denjenigen einer Komplementärschaltung gegenübergestellt.

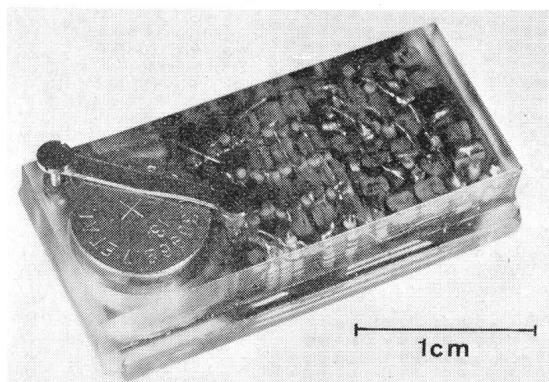


Fig. 3 4-Kanal-Miniatursender zur Übertragung des EEG von Kleintieren

Handelsübliche integrierte Schaltungen kommen leider gegenwärtig nicht in Betracht, da deren Speisespannung und Stromverbrauch im allgemeinen zu hoch sind. Der Sender muss deshalb vorläufig noch mit diskreten Miniaturkomponenten möglichst kompakt aufgebaut werden.

– **Modulation:** Von ausschlaggebender Bedeutung ist die Wahl einer geeigneten Art der Modulation und Übertragung, da von dieser sowohl die Komplexität der Schaltung als auch der Leistungsverbrauch des Senders wesentlich mitbestimmt werden. In Frage kommen vor allem verschiedene Varianten der Impulsintervall-Modulation. Dabei werden nur kurze Hochfrequenzimpulse ausgestrahlt, deren zeitlicher Abstand durch das zu übertragende Signal moduliert wird. Dadurch wird eine erhebliche Einsparung an Sendeleistung erreicht. Dieses Modulationsprinzip kann zudem mit verhältnismässig wenigen und einfachen Schaltungen realisiert werden.

2.2 Ein 4-Kanal-Sender zur Übertragung des EEG

Fig. 3 zeigt einen 4-Kanal-Miniatursender zur Übertragung des EEG von Kleintieren. Er besteht aus ca. 60 Miniaturkomponenten, die auf einer gedruckten Schaltung angeordnet und in Araldit vergossen sind. Blockschema und Impulsdiagramm (Fig. 4) sollen im folgenden kurz erläutert werden. Die hierbei verwendeten leistungsarmen Komplementärschaltungen sind in [4; 5] beschrieben. Die Funktionsweise der Schaltung ist folgende:

Der astabile Multivibrator (AMV) erzeugt Rechteck- impulse, deren Dauer und Abstand von je einem Eingangs-

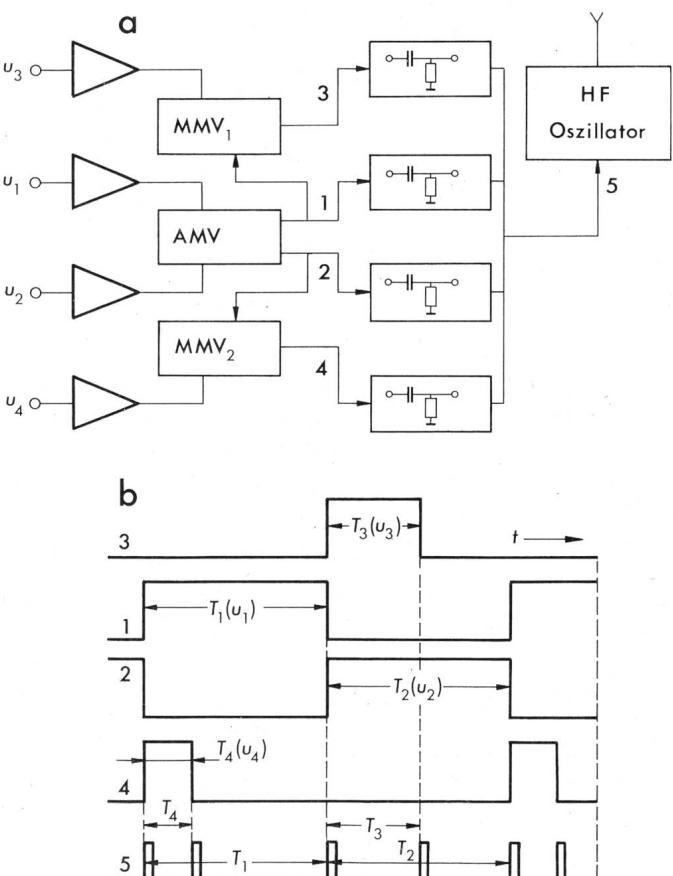


Fig. 4 Blockschema a) und Impulsdiagramm b) des 4-Kanal-EEG-Senders

AMV Astabiler Multivibrator
MMV Monostabiler Multivibrator

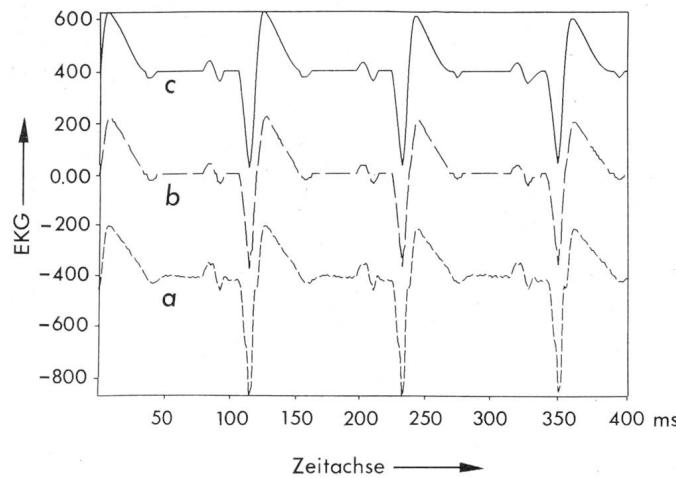


Fig. 5 Einfaches Datenreduktionsverfahren für EKG-Signale

- a) Original EKG
- b) Signal nach analoger Vorförderung zur Reduktion von Nulllinien-Schwankungen
- c) Rekonstruiertes Signal

signal (u_1 bzw. u_2) gesteuert werden. Die beiden Flanken dieser Impulse triggern je einen monostabilen Multivibrator (MMV). Die Dauer der Ausgangsimpulse dieser Monostabilen ist von zwei weiteren Eingangssignalen (u_3 bzw. u_4) abhängig. Entsprechend der Lage der Flanken all dieser Impulsfolgen werden nun durch Differenzierglieder kurze Impulse erzeugt, die zum Einschalten des Sendeoszillators dienen.

Man hat auf diese Weise die Möglichkeit, vier verschiedene Signale zu übertragen, wobei die Information in den Abständen der gesendeten kurzen Impulse liegt. Eine empfangsseitige Identifikation der einzelnen Kanäle wird dadurch ermöglicht, dass man einen der Impulsabstände (T_4 in Fig. 4) wesentlich kleiner als alle anderen wählt. Dank dem kleinen Tastverhältnis kommt der Sendeoszillator mit relativ wenig Sendeleistung aus. Die wichtigsten Daten dieses Senders sind:

Volumen 1,5 cm ³	Leistungsverbrauch 150...200 μW
Gewicht 4 g	Bandbreite 0,1...800 Hz
Speisung 1,3 V	Betriebsdauer 2 bis 3 Wochen
	Reichweite einige Meter

3. Tragbares digitales Speichergerät für das EKG

Die Tatsache, dass Herzrhythmusstörungen (Fig. 1) bei der klinischen Untersuchung oft nicht festgestellt werden können, erweckte das Interesse an einem kompakten, leicht tragbaren Speichergerät, welches für eine Dauer von 12 bis 24 Stunden die Herztätigkeit überwacht und dem Patienten erlaubt, seiner gewohnten Tätigkeit unbehindert nachgehen zu können.

Bei der Entwicklung eines solchen Geräts wurde von Anfang an eine rein digitale Lösung ins Auge gefasst: Als Speichermedium sollen digitale integrierte Schaltungen eingesetzt werden. Die Vorteile dieser Lösung gegenüber der Verwendung eines FM-Tonbandgeräts sind vor allem ein kleiner Leistungsverbrauch (besonders bei Verwendung leistungssarmer Komplementär-MOS-Schaltungen), Kompaktheit des Geräts sowie grösere Zuverlässigkeit; so sind z. B. keine mechanischen Antriebsmechanismen erforderlich. Dagegen ist die Speicherkapazität pro Volumeneinheit bei Verwen-

dung integrierter Schaltungen erheblich kleiner als diejenige eines Magnetbandes. Diesem Nachteil kann durch die Anwendung von Verfahren zur Datenreduktion und automatischen Erkennung spezifischer Anomalien begegnet werden.

3.1 Datenreduktion

Die digitale Speicherung des EKG erfordert die Umwandlung des kontinuierlichen analogen Signals in eine zeitliche Folge binär codierter Abtastwerte. Typische Daten einer solchen Analog-Digital-Wandlung sind etwa eine Abtastfrequenz von 200 Hz und eine Quantisierung von 8 bit (womit also $2^8 = 256$ Amplitudenstufen unterschieden werden können). Ohne zusätzliche Signalverarbeitung würde somit die Abspeicherung des EKG während einer Sekunde $200 \cdot 8 = 1600$ bit erfordern. Dies entspricht etwa der Kapazität eines der heute erhältlichen leistungsarmen Speicherbausteine.

Mittels geeigneter Datenreduktionsverfahren kann die Anzahl bit erheblich verringert werden. Dabei wird die Tatsache ausgenutzt, dass in der Darstellung des Signals viel Redundanz enthalten ist, die keine wesentliche zusätzliche Informationen über das Signal liefert.

Eine eingehende Untersuchung hat gezeigt, dass klassische Datenreduktionsverfahren (wie z. B. Adaptive Delta-modulation, Prediktion und Interpolation, Karhunen-Loève-Transformation [3; 6]) zum Teil brauchbare Methoden darstellen. Da es sich jedoch im vorliegenden Fall um die Realisierung eines tragbaren Speichergeräts handelt, muss man sich auf die Verwendung möglichst einfacher Verfahren beschränken. Fig. 5 zeigt, anhand des Beispiels eines neuartigen Verfahrens, dass es trotz dieser Einschränkung möglich ist, eine erhebliche Datenreduktion zu erzielen, ohne die für den Arzt wesentliche Information zu verlieren.

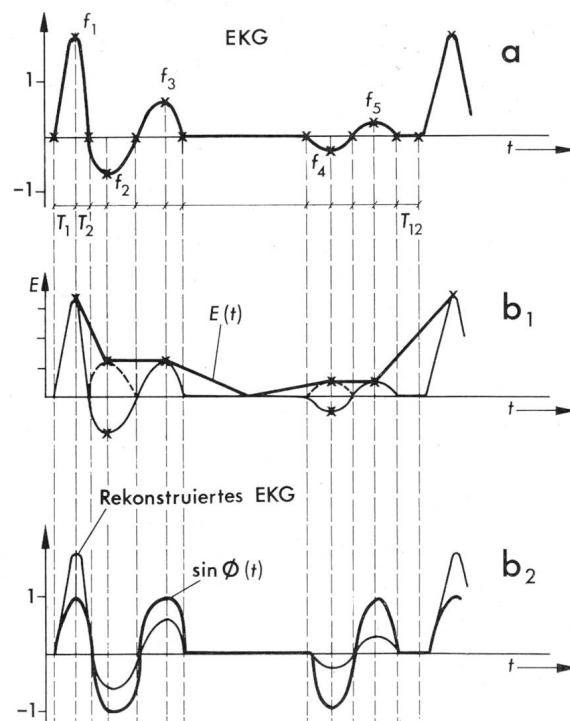


Fig. 6 Rekonstruktion des EKG-Signals aus den Amplituden und Nulldurchgängen

- a) Original EKG. Speicherung der markierten Zeitintervalle $T_1 \dots T_{12}$ und der Amplituden $f_1 \dots f_5$
- b) Rekonstruktion mit Hilfe von $E(t)$ und $\sin \phi(t)$

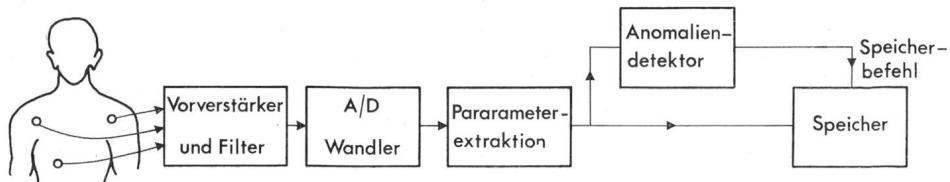


Fig. 7
Blockschema eines EKG-Speichergerätes

Gespeichert werden bei diesem Verfahren nur die zeitliche Lage der Nulldurchgänge des EKG sowie die Lage und Amplitude der absoluten Extrema zwischen aufeinanderfolgenden Nulldurchgängen (Fig. 6). Pro EKG-Periode müssen im Mittel nur 12 Zeitintervalle T_1 und 5 Amplitudenwerte f_1 gespeichert werden.

Die Rekonstruktion des Signals aus den gespeicherten Werten ist in Fig. 6b dargestellt. Es werden zuerst eine «Enveloppenfunktion» $E(t)$ und eine «Phasenfunktion» $\Phi(t)$ gebildet. Erstere besitzt dieselben Extrema, wie sie das (gleichgerichtete) EKG zwischen Nullstellen aufweist. Die Phasenfunktion $\Phi(t)$ anderseits enthält die zeitliche Lage der Nulldurchgänge und Extrema. Das Produkt von $E(t)$ und $\sin \Phi(t)$ ergibt das rekonstruierte Signal.

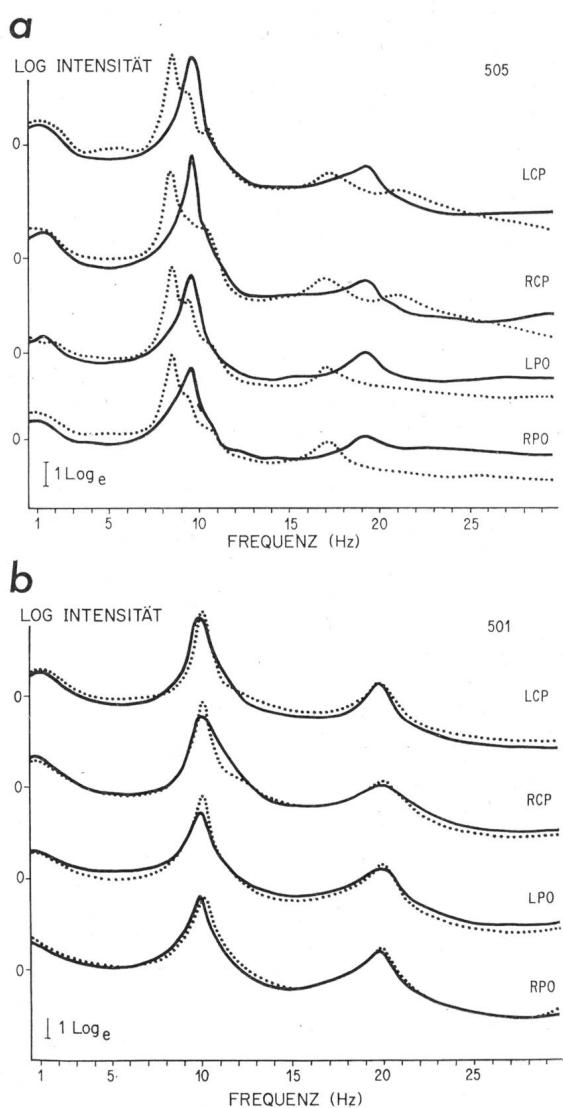


Fig. 8 EEG-Leistungsspektren von Zwillingspaaren [7]

Mittelwerte der Spektren von je 6 Ausschnitten von 40 s Dauer. Die vier Kurvenpaare entsprechen vier verschiedenen Ableitstellen am Kopf.

- Spektren des zweieiigen Paars; Gipfelfrequenzen im α -Band stark verschieden (8,5...8,75 Hz bzw. 9,5...9,75 Hz), entsprechend auch die harmonischen Peaks im β -Band.
- Spektren des eineiigen Paars; die Peaks fallen weitgehend zusammen.

3.2 Automatische Detektion von Anomalien

Eine starke Reduktion der erforderlichen Speicherkapazität kann überdies dadurch erreicht werden, dass nicht das gesamte EKG gespeichert wird, sondern nur diejenigen Ausschnitte, die für den Arzt von Interesse sind, die also pathologische Erscheinungen, z. B. Extrasystolen, aufweisen. Dies bedingt jedoch, dass solche Anomalien vom Gerät automatisch erkannt werden. In Anbetracht der beschränkten Möglichkeiten, die in einem tragbaren Gerät zur Verfügung stehen, ist dies keine leicht zu lösende Aufgabe. In Fig. 7 ist das Blockschema eines EKG-Speichergeräts angegeben, das auf der Anwendung der Datenreduktion und der automatischen Erkennung spezifischer Anomalien beruht.

4. Digitale Echtzeit-Spektralanalyse des EEG

Schon H. Berger hat in den dreissiger Jahren den rhythmischen Verlauf des EEG festgestellt und die auftretenden Wellen in Frequenzbänder (α -Wellen, β -Wellen usw.) eingeteilt. Da sich rhythmische Abläufe in der Natur oft auf fundamentale Zusammenhänge zurückführen lassen, hoffte er, über die EEG-Wellen wichtige Geheimnisse des zentralen Nervensystems aufzudecken. Noch heute ist der Schleier keineswegs gelüftet, wohl aber wurde dieses Motiv zum Anstoß von vielen Projekten über Spektralanalyse des EEG. Die Harmonische- oder Fourieranalyse ist bekannt als Zerlegung eines periodischen Signals in einzelne Sinus- oder Cosinus-Wellen, deren Intensität im Spektrum nach Frequenzen geordnet aufgetragen wird.

Obwohl das EEG nicht nur rhythmische, sondern auch statistische Aspekte aufweist, kann dasselbe Verfahren auf das EEG angewendet werden; je nach der Länge des untersuchten Signalausschnitts gibt das Spektrum den momentanen oder den durchschnittlichen Frequenzgehalt wieder. Fig. 8 zeigt zwei typische Spektren von einem eineiigen bzw. zweieiigen Zwillingspaar. Die Unterschiede sind augenfällig: Während beim zweieiigen Paar die dominanten α -Wellen disparate Peaks erzeugen, fallen dieselben beim eineiigen Paar zusammen, was im zeitlichen EEG nicht sichtbar ist. In einer entsprechenden Studie wurde nachgewiesen, dass dies als gewichtiges Argument für eine starke genetische Determination des EEG interpretiert werden darf [7].

Dieses Beispiel steht für viele, die zeigen, dass aus spektralen Feinheiten, die im Zeitbereich nicht in Erscheinung treten, bedeutsame Aufschlüsse gewonnen werden können. Dass ein EEG-Spektrum oft auch Grundlagen zu quantitativen Aussagen bildet, sei nur beiläufig vermerkt.

4.1 Über die Berechnung von EEG-Spektren auf Gross- und Minicomputern

Die Einführung der schnellen Fouriertransformation (FFT), eines effizienten Algorithmus zur Berechnung des Fourierspektrums auf einer digitalen Rechenanlage [8], löste eine Flut von Arbeiten über die Anwendung der Spek-

tralanalyse in verschiedenen Fachgebieten aus. Der Einsatz von FFT zur EEG-Spektralanalyse erfolgte erstmals 1966 im EEG-Labor des Zürcher Kinderspitals [9]. Damals waren Grossrechenanlagen die einzigen zur Verfügung stehenden Rechenmedien.

Um ein EEG in einem Digitalcomputer zu transformieren, muss es zunächst in Zahlenform übergeführt werden, d. h. einer Analog/Digital-Konversion (A/D) unterzogen werden. Dies kann entweder im EEG-Labor oder im Rechenzentrum geschehen, doch bleibt in jedem Fall das Problem des *Datentransfers* vom Probanden zum Grosscomputer. Die damit verbundene Zeitverzögerung und die allgemeine Schwerfälligkeit von Grossrechenbetrieben bewirken, dass dieses Vorgehen nur für einzelne kleine Untersuchungen günstig ist. Zweckmässiger sind Minicomputer, mit welchen im EEG-Labor ein komplettes System EEG-Verstärker → A/D-Wandler → Computer mit Massenspeicher → graphische Aufzeichnung (Plotter) aufgebaut werden kann. Fig. 9 zeigt ein Produkt einer solchen Anlage, wie sie im Kinderspital installiert ist. Wesentlicher Vorteil ist, dass die Resultate der Transformation nach kurzer Zeit vorliegen. Derart konnten

viele neue Einsichten über die Deutung von EEG-Spektren gewonnen werden. Doch sind heute selbst solche Anlagen nicht immer befriedigend, da die Rechengeschwindigkeit für fortgeschrittene Ansprüche, insbesondere für mehrkanalige kontinuierliche Produktion von Leistungsspektren sowie von Kreuzspektren, Kohärenzen usw. nicht ausreicht [7].

4.2 Moderne Alternative: Signalprozessoren

In der EEG-Forschung besteht heute ein wachsendes Bedürfnis nach digitalen Signalverarbeitungsmethoden, die ihrer Komplexität und ihres Datendurchsatzes wegen nicht länger auf Minicomputern realisiert werden können. Es besteht eine Notwendigkeit, ein umfangreiches spektrales Datenmaterial zu sichten, um weiterzukommen. Nur die Bestätigung aufgefunder Charakteristiken an grossen Populationen gibt Sicherheit in der Beurteilung des Einzelfalles. (Das galt übrigens auch schon für die morphologischen Kriterien des zeitlichen EEG.)

Die Lösung besteht im Entwurf von Signalprozessoren, die ihrer Architektur entsprechend auf wichtige Verarbeitungsmethoden zugeschnitten sind, die dank ihrer Programmierbarkeit aber dennoch einen erheblichen *Benutzungsspielraum* offenlassen. Darin liegt der Schlüssel zur enormen Brauchbarkeit dieser kommenden Werkzeuge [10]. Signalprozessoren werden heute in allen Größenordnungen gebaut für den Einsatz an Orten, wo Datenströme aus oft natürlichen Quellen (Meteorologie, Seismographie, Akustik usw.) kontinuierlich, d. h. schneller als die Natur sie produziert, analysiert werden sollen. Die Methoden der digitalen Signalverarbeitung, die dank des FFT-Algorithmus bedeutend entwickelt worden sind, bilden das mathematische Fundament. Zu den technischen Voraussetzungen hat die IC-Technologie mit der Produktion hochintegrierter Schaltungen beigetragen. Beides vereinigt, führt zu einer neuen Dimension im Computersektor, in welche dieses Projekt eingereiht werden kann.

4.3 Konzept eines programmierbaren EEG-Spektralanalysators

Vom EEG-Labor des Kinderspitals kam die Anregung, ein spezifisches Werkzeug zur Spektralanalyse des EEG zu entwickeln. Vorgegebene Anforderungen waren die digitale Arbeitsweise, die Verarbeitung von 8 und mehr Kanälen EEG in Echtzeit, die Kompatibilität mit der bestehenden PDP-12-Computeranlage, mit welcher die A/D-Wandlung und die Nachverarbeitung der Spektren vorgenommen wird, ferner die Möglichkeit, neben der Fouriertransformation auch andere zum Teil spektrale Signaltransformationen durchzuführen. Darunter fallen insbesondere Verfahren, mit denen spektrale Bereiche vergrössert werden können (Frequenzlupe), wodurch lokale Feinheiten besser sichtbar werden.

Das Grundschema des EEG-Signalprozessors ist in Fig. 10 enthalten. Hauptmerkmale des Systems sind *Parallelverarbeitung* auf Wortebene und, auf Grund eines bestimmten FFT-Algorithmus, ein sequentieller Operationenablauf, der vorteilhaft mit Schieberegistern realisiert wird. Parallelverarbeitung ist für eine hohe Rechengeschwindigkeit und für einen übersichtlichen Aufbau grundlegend. Eine Zahl wird dabei durch ein 16-Bit-Computerwort dargestellt und simultan verarbeitet. Massgebend für die Länge der transfor-

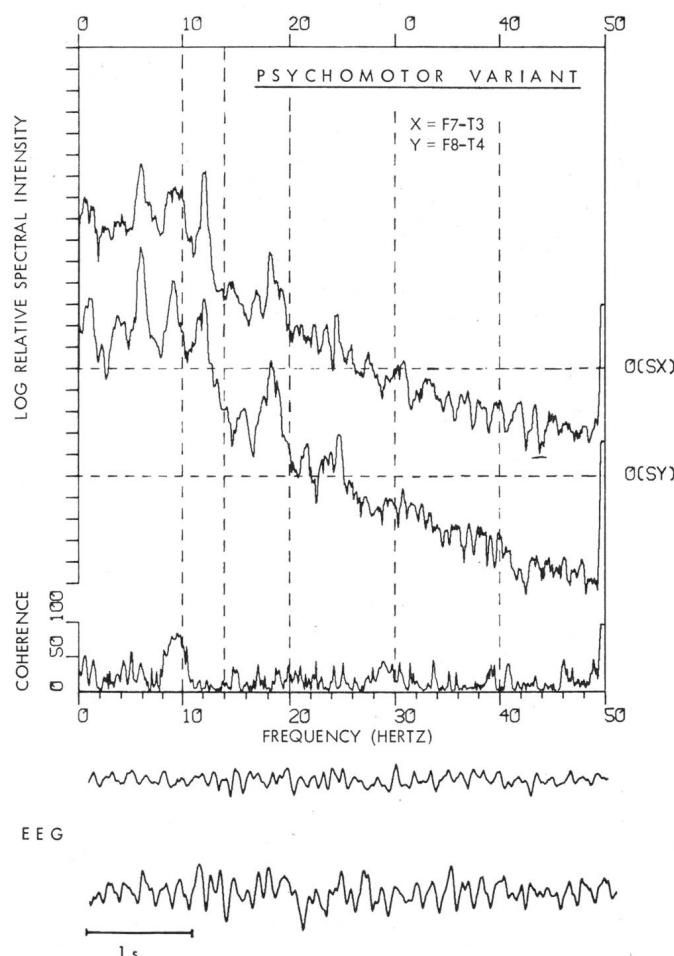


Fig. 9 Leistungsspektren von zwei simultanen Ableitungen, zu denen ein EEG-Abschnitt unten abgebildet ist

Der α -Peak erscheint bei etwa 9 Hz. Auffallend ist, dass nur die α -Komponente eine starke Kohärenz aufweist (die Kohärenz zeigt unabhängig von der Intensität den Grad gegenseitiger Beziehung der zeitlichen Signale in den verschiedenen Frequenzbändern an). Bemerkenswert ist auch die differenzierte Wiedergabe der schwachen Signalanteile im oberen Frequenzbereich. Ganz rechts erscheint der nie ganz unterdrückbare 50-Hz-Brumm. Die Spektren stammen von 20s-EEG-Abschnitten, spektrale Auflösung 0,75 Hz.

mierbaren Sequenzen ist der Umfang der Schieberegister. Aus Fig. 10 geht hervor, dass komplexe Sequenzen mit einer Länge von 512 Wörtern vorgesehen sind, was etwa 4 s EEG entspricht. Es wird erwartet, dass durch diesen relativ kurzen zeitlichen Ausschnitt auch momentane Ereignisse im EEG spektral erfasst werden können. Durch geeignete Mittelung sukzessiver *Kurzzeitspektren* wird man die übliche Schätzung des Leistungsspektrums erhalten, wie es einem Zeitausschnitt von z. B. 40 s EEG entspricht.

Ein Merkmal ist auch die *Programmierbarkeit* auf drei hierarchischen Programmebenen, wodurch die feststehende Hardware-Konfiguration unter Programmkontrolle funktionell vielseitig ausgenützt werden kann. Auf der untersten Stufe kontrollieren verdrahtete Steuerungseinheiten die Schaltzustände. Sie sind dem FFT-Algorithmus besonders angepasst und verleihen ihm hohe Geschwindigkeit. Im mittleren Niveau werden die Operationen von der Mikroprogrammsteuerung dirigiert, die mit einer festen Zykluszeit von 0,5 µs auskommt. Die Mikroprogramme regulieren den Operationsablauf bis in feinste Details. Auch die verdrahteten Steuerungseinheiten werden durch einzelne Mikroprogramm-Befehle in Betrieb gesetzt. Im Mikroprogramm, das eine Stellung zwischen Hard- und Software einnimmt, liegen alle strukturellen Möglichkeiten des Systems. Die oberste Stufe, das *Makroprogramm*, kann der Benutzer gestalten und seinen Bedürfnissen anpassen. Es organisiert die Abfolge der Mikroprogramm-Subroutinen, welche für die aktuelle Aufgabe der Maschine notwendig sind. Auf dieser Stufe kommt der erwähnte Benutzungsspielraum zur Geltung.

Ein anderes Kennzeichen ist die konsequente *Bus-Struktur*. Sie steigert ebenfalls die funktionelle Flexibilität, erleicht-

tert den nachträglichen Ausbau und bringt «architektonische» Ordnung in das System. An den Datenbus, der den Prozessor quer durchzieht, sind alle wichtigen Operationselemente (verschiedene Speicher, Addier-/Subtrahierwerk, Multiplizierwerk, Arbeitsregister, Logarithmierwerk) über Bus-Schalter angeschlossen, die vom Steuerungsteil der jeweiligen Operation entsprechend geschaltet werden. Über den Datenbus werden zu verschiedenen Zeiten verschiedene Teilsysteme miteinander verbunden. Das ganze System arbeitet synchron im Takt des Mikroprogramms. Dank der Bus-Struktur ist das Gerät *ausbaufähig*, so dass außer dem vorgesehenen Einsatz im Kinderspital noch weitere Einsatzmöglichkeiten denkbar sind. Der Prozessor wird entweder von einer Frontplatte her bedient, wo das Makroprogramm über Lochstreifen eingegeben wird, oder er wird vom PDP-12-Computer überwacht, an den er über ein schnelles Interface-Element angeschlossen ist. Im ersten Fall arbeitet er relativ autonom, insbesondere mit einem eigenen A/D-Wandler versehen. Im zweiten Fall kann er als integrierender Teil einer Minicomputeranlage betrachtet werden.

Abschliessend sei noch erwähnt, dass heute in der Geophysik der Wunsch nach Prozessoren zur augenblicklichen Detektion seismischer Ereignisse besteht. Solche Geräte könnten ganz ähnlich strukturiert werden, wie das hier vorgestellte, da in beiden Disziplinen teilweise übereinstimmende Signalauswertungsverfahren in Gebrauch sind.

Literatur

- [1] R. S. Mackay: Bio-Medical Telemetry: Sensing and transmitting biological information for animals and man. New York, John Wiley, 1968.
- [2] Biotelemetry. International Symposium 1971, Nijmegen. Leiden/Netherlands, Meander, 1972.
- [3] Biotelemetry II. Proceedings of the second international Symposium on Biotelemetry, Mai 1974, Davos. Basel, S. Karger, 1974.

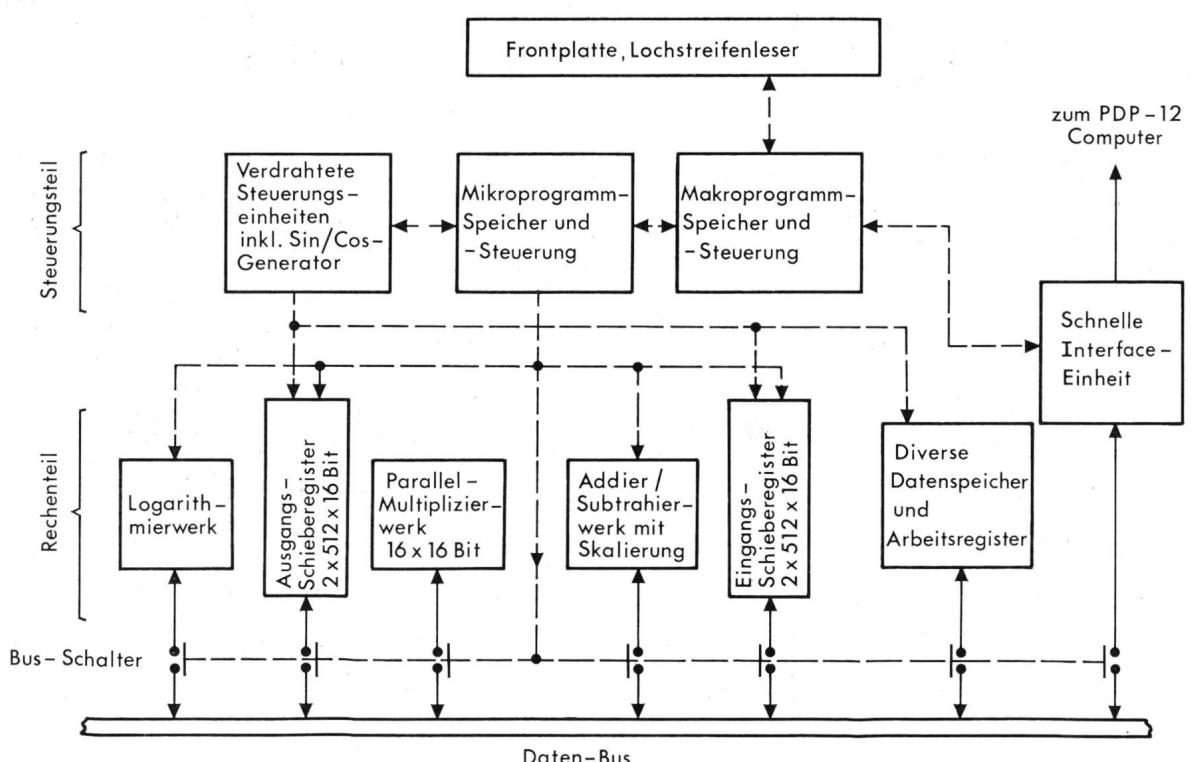


Fig. 10 Grundschema des EEG-Spektral analysators

Die gestrichelten Linien sind Steuerverbindungen, die ausgezogenen Linien Datenpfade. Der Prozessor wird, als Ergänzung einer bestehenden PDP-12-Minicomputeranlage, Routinetransformationen so schnell ausführen, dass 8 und mehr EEG-Kanäle in Echtzeit analysiert werden können.

- [4] Biotelemetrie-Sonderheft. Mitteilungen der AGEN -(1973)15, S. 1...47.
 [5] *W. Kraft*: Leistungsarme Komplementärschaltungen für kleine Speisespannungen. Elektronik 21(1972)11, S. 389...392 + Nr. 12, S. 429...431.
 [6] *C. M. Kortmann*: Redundancy reduction. A practical method of data compression. Proc. IEEE 55(1967)3, p. 253...263.
 [7] *G. Dumermuth* a. o.: Numerical analysis of electroencephalographic data. Trans. IEEE AU 18(1970)4, p. 404...411.
 [8] *W. T. Cochran* a. o.: What is the Fourier transform? Proc. IEEE 55(1967)10, p. 1664...1674.
 [9] *G. Dumermuth* and *H. Flühler*: Some modern aspects in numerical spectrum analysis of multichannel electroencephalographic data. Medical and Biological Engineering 5(1967), p. 319...331.
 [10] *J. Allen*: Computer architecture for signal processing. Proc. IEEE 63(1975)4, p. 624...633.

Adressen der Autoren

Walter Kraft, dipl. El.-Ing., *Peider Pinösch*, dipl. El.-Ing., *Bruno Fricker*, dipl. Phys. ETHZ, Institut für Technische Physik, ETH-Aussenstation Hönggerberg, 8049 Zürich.

Sir Charles Wheatstone 1802–1875

Jeder der Elektriker kennt die Wheatstonesche Messbrücke. Aber wer kennt Wheatstone?

Er wurde im Februar 1802 als Sohn eines Musikalienhändlers in Gloucester geboren und dort in einer Privatschule erzogen. Mit 21 Jahren fing er, zusammen mit seinem Bruder an, Musikinstrumente zu bauen. Er interessierte sich auch für die physikalischen Grundlagen und schrieb für Zeitschriften Aufsätze. 1833 legte er der Royal Society einen Bericht vor über die Chladinschen Klangfiguren. Ohne grossen mathematischen Aufwand zeigte er, dass diese Figuren durch Superposition verschiedener Schwingungen vorausgesagt werden können.

Bald interessierten ihn optische Probleme. 1834 erfand er das Stereoskop und im gleichen Jahr wurde er als Professor für Experimentalphysik ans Kings College in London gewählt. An der Jahresversammlung der British Association von 1835 in Dublin berichtete er über Spektraluntersuchungen an elektrischen Lichtbögen. Von den Fraunhoferschen Linien sagte er dabei, sie stellten ein bequemeres Mittel dar zur Bestimmung der Elektrodenmetalle als die chemische Analyse.

Im Keller des Colleges führte er an einem etwa 800 m langen, isoliert aufgehängten Draht, in den in der Mitte und in der Nähe der Enden Funkenstrecken eingebaut waren, Messungen über die Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Elektrizität durch. Mit einer Leidnerflasche gab er Ladungsstöße auf die Leitung und mass mit Hilfe eines Drehspiegels die Zeitunterschiede der Überschläge an den nebeneinander angeordneten Funkenstrecken. Wenn auch sein Ergebnis (ca. 400000 km/s) zu hoch lagen, so war es für die damalige Zeit doch bemerkenswert.

Wheatstones Stärke lag darin, für neue Erkenntnisse praktische Anwendungen anzugeben. So war es ganz natürlich, dass ihn nun die Idee des elektrischen Telegraphen fesselte. Anfänglich zusammen mit *W. F. Cook*, später allein, baute er Telegraphen, einen mit 5 Nadeln, einen mit 2 Nadeln, dann einen schreibenden. Dass in England schon 1838 ein brauchbarer Bahntelegraph im Betrieb stand, ist weitgehend ihm zu verdanken.

Zwei Jahre später fing er an, sich mit der Unterwassertelegraphie zu befassen, und 1844 machte er damit Versuche an der Swansea-Bay. Eine besondere Vorliebe hatte er für den Chiffrier-Telegraphen.

Ebenfalls um diese Zeit entstand auf Grund einer Anregung von *Christie* die bekannte Widerstandsmessbrücke.

Beim Sprechen vor einem grössern Auditorium wurde Wheatstone von Hemmungen geplagt. Nach 1840 zog er sich daher von den Vorlesungen zurück und widmete sich dem Forschen und Entwickeln.

Anfang 1847 heiratete er. Dem Paar wurden 5 Kinder geschenkt.

1867 beschrieb er in der Royal Society eine sich selbst erregende Maschine, bei der er einen Shunt verwendete. Das war ein Monat, nachdem *Werner Siemens* in Berlin seine in Serie geschaltete selbsterregende Dynamomaschine vorgeführt hatte. Dabei hatte Wheatstone sein Modell schon im Sommer 1866 bauen lassen, also vor *Siemens*, aber davon nichts publiziert.

Wheatstone wurde mit Ehrungen überschüttet. Mit Ehrendoktoren fing es an, dann ernannten ihn zahlreiche Akademien zu ihrem Mitglied, und schliesslich wurde er am 30. Januar 1868 in den Adelsstand erhoben.

Am 19. Oktober 1875 starb Wheatstone an einer Lungenentzündung während eines Aufenthaltes in Paris.

H. Wüger



National Portrait Gallery, London