

Elektronikprobleme in der Medizin

Autor(en): **Anliker, M. / Friedl, P.**

Objektyp: **Article**

Zeitschrift: **Bulletin des Schweizerischen Elektrotechnischen Vereins, des Verbandes Schweizerischer Elektrizitätsunternehmen = Bulletin de l'Association Suisse des Electriciens, de l'Association des Entreprises électriques suisses**

Band (Jahr): **69 (1978)**

Heft 22: **Sondernummer Elektrotechnik 1978 = Edition spéciale Electrotechnique 1978**

PDF erstellt am: **22.07.2024**

Persistenter Link: <https://doi.org/10.5169/seals-914956>

Nutzungsbedingungen

Die ETH-Bibliothek ist Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften. Sie besitzt keine Urheberrechte an den Inhalten der Zeitschriften. Die Rechte liegen in der Regel bei den Herausgebern.

Die auf der Plattform e-periodica veröffentlichten Dokumente stehen für nicht-kommerzielle Zwecke in Lehre und Forschung sowie für die private Nutzung frei zur Verfügung. Einzelne Dateien oder Ausdrucke aus diesem Angebot können zusammen mit diesen Nutzungsbedingungen und den korrekten Herkunftsbezeichnungen weitergegeben werden.

Das Veröffentlichen von Bildern in Print- und Online-Publikationen ist nur mit vorheriger Genehmigung der Rechteinhaber erlaubt. Die systematische Speicherung von Teilen des elektronischen Angebots auf anderen Servern bedarf ebenfalls des schriftlichen Einverständnisses der Rechteinhaber.

Haftungsausschluss

Alle Angaben erfolgen ohne Gewähr für Vollständigkeit oder Richtigkeit. Es wird keine Haftung übernommen für Schäden durch die Verwendung von Informationen aus diesem Online-Angebot oder durch das Fehlen von Informationen. Dies gilt auch für Inhalte Dritter, die über dieses Angebot zugänglich sind.

Elektronikprobleme in der Medizin

Von M. Anliker und P. Friedli

61::621.38;615.47;

Das stetig wachsende Angebot an neuen mikro- und digital-elektronischen Bauelementen stimuliert die Modernisierung und Vereinfachung bewährter medizinischer Instrumente. Es ermöglicht aber auch eine kostengünstige Herstellung komplexer und bis anhin relativ teurer Einrichtungen, so dass diese in vermehrter Masse auch von kleineren Spitälern und Einzelpraxen angeschafft werden können. Aktuelle Bedürfnisse der medizinischen Praxis und Forschung stellen insbesondere Probleme im Bereiche der Bildanalyse und des Einsatzes von schnellen Mikroprozessorsystemen.

L'offre de plus en plus ample de nouveaux microcomposants électroniques numériques stimule la modernisation et la simplification d'instruments médicaux. Elle permet en outre de confectionner à moindres frais des équipements complexes, qui étaient jusqu'ici relativement très coûteux, de sorte qu'ils peuvent désormais être acquis en plus grand nombre également par de petits hôpitaux et par des praticiens. Les besoins actuels de la pratique médicale et de la recherche posent des problèmes notamment en analyse d'images et en ce qui concerne l'emploi de systèmes à microprocesseurs rapides.

1. Bedeutung der Elektronik in der Medizin

Bei der Entwicklung neuer medizinischer Apparate und Einrichtungen für diagnostische Untersuchungen oder therapeutische Massnahmen spielt die moderne Elektronik oft eine massgebende Rolle. Eindrückliche Beispiele dafür sind u. a. die diagnostischen Anwendungen des Ultraschalls, die Realisation der Computertomographie und die Entwicklung der Herzschrittmacher [1; 2]¹⁾. Der Erfolg im praktischen Einsatz solcher apparativer Erzeugnisse der biomedizinischen Technik (BMT) hängt in vielen Fällen von der Bedienungsfreundlichkeit, Zuverlässigkeit und Betriebssicherheit ab, welche mit Hilfe der Elektronik gewährleistet werden können. Bei diagnostischen Geräten ist insbesondere auch eine mit der Untersuchung des Patienten schritthaltende Auswertung der Messdaten sowie deren sofortige visuelle Darstellung und Dokumentation in prägnanter Form erwünscht, damit die Kontinuität in der Interaktion zwischen Arzt und Patient weitgehend erhalten und die Aufmerksamkeit des Arztes vorwiegend auf den Patienten gerichtet bleiben.

Neue kostengünstige und technisch attraktive Lösungen von elektronischen Problemen bei medizinischen Instrumenten und Verfahren versprechen die modernen mikro- und digitalelektronischen Bauelemente, Mikroprozessoren, Bit-Slicer und Drucker. Dies gilt vor allem für diejenigen Problembereiche, welche mit hohen Datenmengen verknüpft sind, wie dies z. B. bei der Bildanalyse und der Computertomographie der Fall ist, und die bis anhin nur mit grösseren Computersystemen im Off-line-Verfahren bewältigt werden konnten. Ferner dürften sich die sich abzeichnenden Möglichkeiten der Digital- und Mikroelektronik auch auf die Ultraschalldiagnostik und die endoskopisch-chirurgischen Verfahren auswirken. Im folgenden sollen anhand konkreter Beispiele, die vorwiegend aus dem Arbeitsprogramm des Institutes für Biomedizinische Technik (IBT) der Universität Zürich und der ETHZ stammen, einige aktuelle Probleme der medizinischen Elektronik umrissen werden.

2. Computeranwendungen in der Medizin

Medizinische Computeranwendungen können in zwei Hauptgruppen unterteilt werden: medizinische Datenverarbeitung (EDV) sowie direkte (on-line) Verarbeitung von Messdaten und Steuerung von Analysen und Verfahren.

Der Problembereich der medizinischen EDV weist eine gewisse Ähnlichkeit mit demjenigen der Datenbanken von Grossunternehmen auf. Er wird mit entsprechend grossen Maschinen bearbeitet, die über eine ausgedehnte Speicherkapazität verfügen und einer Vielzahl von Benutzern Zugang bieten. Institute der BMT bearbeiten dieses Gebiet nur am Rande, da die zugehörigen wissenschaftlichen Aspekte enger mit der Statistik und Betriebswissenschaft als mit den Natur- bzw. technischen Wissenschaften verbunden sind.

Im Unterschied zur reinen EDV erfordert die direkte digitale Verarbeitung von Messdaten und die digitale Steuerung von Prozessen in den medizinischen Laboratorien ein breites Spektrum von technischem «Know-how» sowie eingehende Kenntnisse der medizinischen Grundlagen. Ausserdem setzen kosteneffiziente Lösungen in diesem Bereich die gleichzeitige Beherrschung der verschiedenen elementaren Computersprachen sowie der Hardware diverser Mikroprozessor-(μ P-)Hersteller voraus. Zwischen Software- und Hardwareaufwand muss ein ausgewogener Kompromiss getroffen werden, der je nach Wahl des Mikroprozessors einen anderen Charakter haben kann. In Extremfällen, insbesondere bei sehr hohen Verarbeitungsraten, kann sogar das Instruktionsrepertoire bestehender Prozessoren den gestellten Aufgaben nicht mehr gerecht werden, so dass spezielle Prozessoren konzipiert werden müssen. In solchen Situationen sind die Problemstellungen bezüglich Instruktionssatz, Software und Hardware miteinander verknüpft und lassen sich erst im Zusammenhang mit einer konkreten Aufgabe definieren.

Ausbildungsprogramme für moderne Computeranwendungen in der Medizin dürfen sich aus diesen Gründen nicht auf Software und Programmiersprachen beschränken, sondern müssen der Hardware ebensoviel Beachtung schenken. Da im allgemeinen die Bedürfnisse und Möglichkeiten des Computereinsatzes in allen technischen Bereichen praktisch die gleichen Ausbildungsanforderungen stellen, erscheinen die Vorschläge für eine intensive Förderung von Softwareschulen kaum mehr zeitgemäss. Aufgrund unserer Erfahrungen sollte sich das Ausbildungsprogramm für technische Computeranwendungen primär auf grundlegende Aspekte konzentrieren bezüglich des Instruktionssatzes, der Architektur sowie der Software von Mikroprozessoren (8 Bit, 16 Bit), Mikrocomputern (8 Bit, 16 Bit) und von Bit-Slice-Prozessoren (4 Bit bis n Bit).

¹⁾ Siehe Literatur am Schluss des Aufsatzes.

3. Applikationsschwerpunkte

In der Medizin liegen die gegenwärtigen Applikationsschwerpunkte von Mini- und Mikrocomputersystemen in der Bildverarbeitung, der Computertomographie, der On-line-Erfassung und Aufbereitung von Ultraschallsignalen, der Simulation von physiologischen Prozessen sowie in der Steuerung und Überwachung von Messverfahren. Dabei nimmt die Bildverarbeitung insofern eine Sonderstellung ein, als sie in vielen Bereichen zum Einsatz kommen kann. Ausserdem haben sich die zu verarbeitenden diagnostischen Bilddaten als Folge der zunehmenden Verbreitung der Computertomographen stark vermehrt. Nachdem die Visualisierung von Strukturen mittels des Tomographen vorderhand genügte, drängt sich heute in vermehrtem Masse eine quantitative Interpretation der Bilder auf. Gleichzeitig wird natürlich das Bedürfnis nach einer kosteneffizienten, dezentralisierten Verarbeitung und Visualisierung von Bilddaten im ganzen medizinischen Bereich geweckt.

4. Digitale Bildanalyse

Die digitale Bildverarbeitung war bislang nur mit relativ teuren und komplexen Grossrechenanlagen möglich. Der Grund dafür liegt einerseits in der grossen Datenmenge, die ein komplexes Bild beinhaltet und andererseits in der grossen Datentransferrate, die auf der Bildaufnahmeseite aufrechterhalten werden muss. Auf der Bildwiedergabeseite musste oft zu teuren, speziellen Visualisierungsmitteln gegriffen werden, da die von konventionellen Videomonitoren diktierte Datenrate nicht unterstützt werden konnte. Um die Verarbeitungszeit in vernünftigen Grenzen zu halten, wurden spezielle Hochgeschwindigkeitsprozessoren entwickelt, die jedoch nur mit einem entsprechend hohen finanziellen Aufwand bezüglich Anschaffung und Unterhalt betrieben werden konnten.

Um den derzeitigen akuten Bedürfnissen im medizinischen Bereich sowie eigenen Forschungsinteressen entgegenzukommen, wurde am IBT ein Bildverarbeitungssystem entwickelt, welches, auf einem Mikroprozessor basierend, selbst relativ komplexe Analysen von Bildinformation ermöglicht [8]. Es erlaubt die Visualisierung auf konventionellen Videomonitoren (Fig. 1), kann Videodaten on-line digitalisieren und speichern und ermöglicht in vielen Fällen deren Verarbeitung in Videogeschwindigkeit.

5. Computerthermographie

Gefässverengungen, Gefässerweiterungen, Entzündungen und wucherndes Wachstum des Gewebes sind mit einer entsprechend veränderten Durchblutung der zugehörigen Körperregion verbunden. Wenn es sich dabei um einen Körperteil handelt, bei dem der Abfluss des venösen Blutes teilweise über oberflächliche Venen erfolgt, dann erzeugt eine abnormale Durchblutung auch eine abnormale Hauttemperaturverteilung, die sich mittels Thermogrammen erkennen lässt. Deren übliche visuelle Beurteilung bedingt eine subjektive Interpretation, die insbesondere bei geringfügigen Veränderungen, wie sie im Frühstadium des Tumorwachstums zu erwarten sind, zu falschen Diagnosen führen kann. Eine objektivere und zuverlässigere Identifikation abnormaler Temperaturverteilungen erfordert eine quantitative Evaluation der Thermogramme.

Am IBT wurde in Zusammenarbeit mit der Zürcher Universitätsfrauenklinik ein Computerthermographieverfahren entwickelt [2; 7; 9], das dem Arzt erlaubt, aussergewöhnliche Eigenschaften der topographischen Variation der Hauttemperatur und des oberflächlichen Venennetzes während der Untersuchung quantitativ zu erfassen, indem z.B. einige der ge-

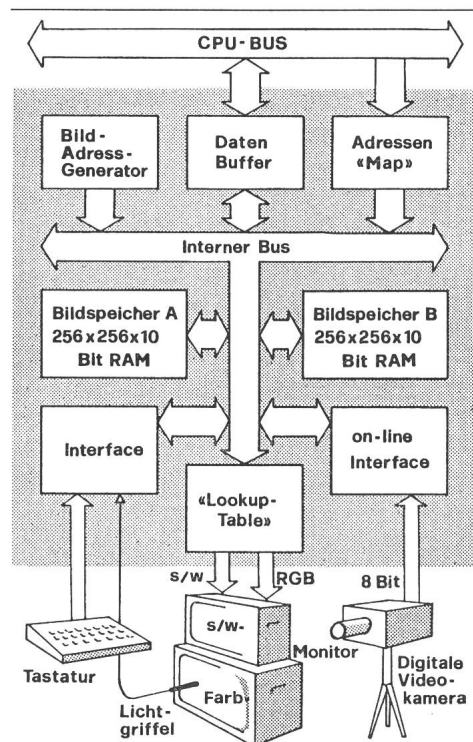


Fig. 1 Schematische Darstellung des IBT-RAM Display Systems

Die Bildverarbeitungs- und Visualisierungseinheit besteht im wesentlichen aus zwei Bildspeichern von je 80 kByte Inhalt. Programmgesteuert kann eine der beiden Einheiten via eine sog. Lookup-Table auf konventionellen Schwarzweiss- und Farbmonitoren (RGB) zur Darstellung gebracht werden, in einer Matrix von 256 Zeilen mit je 256 Punkten. Jeder Punkt hat eine Auflösung von 8 Bit entsprechend $2^8 = 256$ diskreten Informationsstufen. Jeder Informationsstufe kann die Zentraleinheit (CPU) einen Grauwert und eine Farbe zuordnen, die in der Lookup-Table gespeichert und in Videogeschwindigkeit ausgelesen werden. Dort stehen pro Informationsstufe 16 Bit zur Verfügung, 7 Bit für den Grau-, 9 für den Farbkanal. Das System ist somit in der Lage, 128 Graustufen und 512 diskrete Farben zu produzieren. Zwei zusätzliche Bit pro Punkt bilden den sog. Overlay. Dieser erlaubt, alphanumerische oder graphische Daten im Bild einzublenden, ohne damit physikalisch die Bildinformation zu zerstören.

Die beiden Bildspeicher können auf einen Punkt genau von der CPU direkt adressiert werden. Da der Adressenvorrat von bestehenden Mikroprozessoren nicht ausreicht, mehr als 64 kBytes zu adressieren, wurde ein sog. logisch-physikalisches Mapping realisiert. Dabei arbeitet die CPU logisch immer in einem gewissen Unterbereich (hier 8 kByte lang) ihres eigenen gesamten Adressbereiches von 64 kByte. Der Zugriff zu einem Bildpunkt wird damit so schnell, wie die CPU arbeiten kann. In unserem Fall beträgt die Zugriffszeit 660 bis 990 ns, angepasst auf den TI-990 Mikroprozessor. Durch seine 16-Bit-Architektur ist dieser ferner in der Lage, zwei Punkte gleichzeitig zu verarbeiten.

Zur Aufnahme von digitalen Videodaten ist ein on-line Videointerface implementiert, welches erlaubt, 8-Bit-Videodaten mit einer Rate von 6 MHz direkt in einen der beiden Bildspeicher zu schreiben. Ferner ist ein 7-Bit-ASCII-Interface sowie ein Lichtgriffel-Interface eingebaut, letzteres auch auf Farbmonitoren einsetzbar.

Das System bietet somit die Möglichkeiten eines voll ausgerüsteten Bildverarbeitungssystems und ist auf einer einzigen Platine von 28×36 cm aufgebaut.

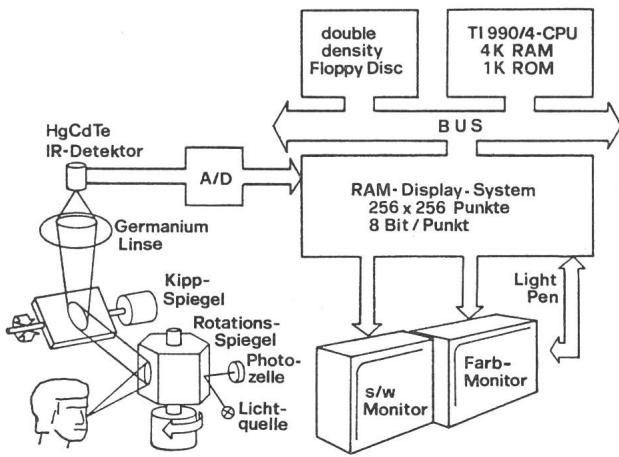


Fig. 2 Mikrocomputer-Thermographiesystem; Blockschema

Der Infrarot-Detektor «sicht» durch eine Germanium-Linse zur Fokussierung über zwei Spiegelflächen einen Punkt des Objekts. Durch die Rotation und die Kippbewegung der Spiegel wird das Objekt abgetastet. Die in den einzelnen Punkten emittierte Wärmestrahlung erzeugt im Detektor einen proportionalen Strom. Der RAM-Display-Speicher erlaubt eine gleichzeitige Visualisierung der Daten. Er wird so lange mit neuen Bildern überschrieben, bis der Operator mit Hilfe des «Light-pen» der CPU mitteilt, dass das Objekt richtig positioniert und fokussiert ist und das momentane Bild «eingefroren» werden kann, so dass das im RAM-Speicher enthaltene Thermogramm bezüglich Asymmetrien untersucht und für Vergleichsuntersuchungen auf der Floppy-Disc abgespeichert werden kann.

bräuchlichen visuellen Evaluationskriterien für Thermogramme durch Schwellwerte von Parametern ersetzt werden.

In einer retrospektiven Pilotstudie an 120 Risikopatientinnen konnten mit Hilfe dieses Verfahrens diejenigen Frauen, welche Karzinome der Brust aufwiesen, mit einer Treffsicherheit von 88% erkannt werden, bei einer Falschpositivrate von lediglich etwa 15%. Diese Trefferraten sind weit besser als bei der visuellen Beurteilung der Thermogramme.

Beim computer-assistierten Verfahren wird das Thermogramm on-line digitalisiert, gespeichert und in Farbkodierung visualisiert (Fig. 2). Anschliessend berechnet der Prozessor quasi-on-line verschiedene Abnormitätsparameter. Die Aufnahme- und Verarbeitungszeiten betragen zusammen etwa 10 s, so dass die thermographische Untersuchung pro Patientin weniger als 5 min benötigt.

Nebst der Validierung der computer-assistierten Thermographie in einer umfassenden prospektiven Studie drängt sich eine Vielfalt von Softwareproblemen auf, die sich primär auf Mustererkennung und Bildverarbeitung beziehen. Ferner fordern die Resultate der Kostenbetrachtungen auch eine Neukonzeption des Thermographen sowie seiner Steuerung und der zugehörigen Datenaufnahme.

6. Videomikroskopie und Mikrozirkulation

Die lebenserhaltenden Prozesse im mikroskopischen Bereich des Gewebes gehören zu den wenig erforschten Wissensgebieten der Medizin. Die Kombination von Fernsehtechnik, Mikroskopie und Mikrotechnik eröffnet neue Wege zur direkten Beobachtung und Quantifizierung gewisser Zirkulations- und Stoffaustauschphänomene in menschlichen und tierischen Geweben [1; 2; 15].

Für Mikrozirkulationsstudien wurde ein System entwickelt, das on-line die Erythrozytengeschwindigkeit in hautnahen Ka-

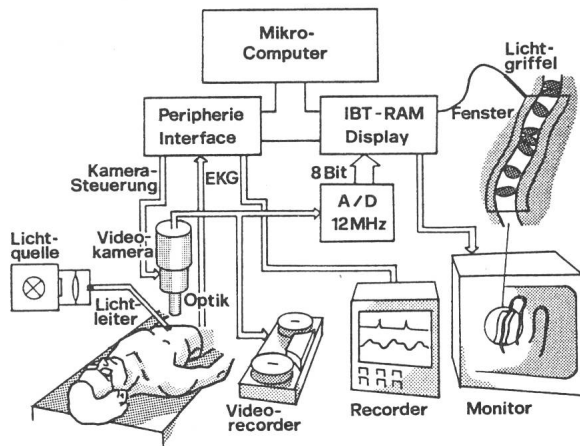


Fig. 3 Computer-assistierte Videomikroskopie für die quantitative Untersuchung der Transport- und Austauschprozesse im Kapillarnetz

Das digitalisierte Bild wird einem RAM-Bildspeicher mit sog. Overlay zugeführt. Mit Hilfe eines Lichtgriffels kann im Overlay ein Fenster um die Kapillare gezeichnet werden, in der z.B. die Erythrozytengeschwindigkeit zu bestimmen ist. Nach Unterdrückung des stationären Hintergrundes (Bildanteiles) und des Residualbildes (infolge Camera-lag) lässt sich die Verschiebung des Kapillarinhaltes längs der Kapillare während des Zeitintervalls zwischen zwei Bildern durch eine spatiale Korrelation ermitteln und damit auch die Erythrozytengeschwindigkeit.

pillaren (z. B. Nagelfalz) bestimmt (Fig. 3 und 4). Die Kapillare wird dabei via ein Videomikroskop digital überwacht und die Geschwindigkeit des Patterns in der Kapillare (Abwechseln von roten Blutkörperchen mit Plasmalücken) mit Hilfe eines schnellen linearen Korrelationsprozesses bestimmt. Bei einer Bildfrequenz von 50 Hz stehen pro Korrelation einige Millisekunden zur Verfügung. Zurzeit wird diese Korrelation noch mit einem digitalen Hardwarekorrelator ausgeführt, der z.B. als Peripherie zu einem PDP 11 arbeitet. Da jedoch das Gewebe in der Regel einer Zitterbewegung (z. B. des Fingers) ausgesetzt ist, muss mittels eines zusätzlichen zweidimensionalen Korrelationsprozesses die Hintergrundbewegung detektiert und die Flussgeschwindigkeit entsprechend korrigiert werden. Dazu bieten Bit-Slice-Prozessoren Hand zu Hardware-Lösungen, mit denen sich sowohl die Hintergrundbewegung wie auch die Flussgeschwindigkeit bestimmen lassen [3; 17; 18]. Weitere aktuelle Probleme in diesem Bereich sind die Entwicklung

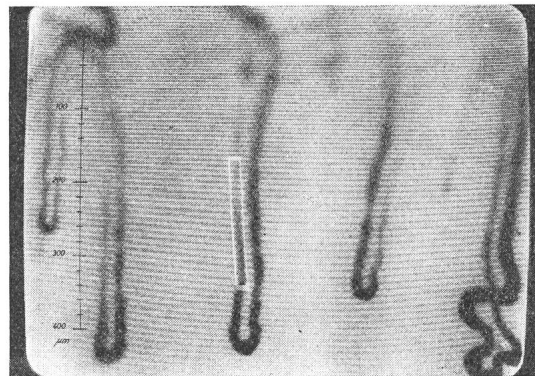


Fig. 4 Videomikroskopische Aufnahme des menschlichen Nagelfalzes
Im arteriellen Schenkel der Kapillarschleife in Bildmitte ist ein hellmarkiertes Fenster erkennbar. Darin wird das Videosignal digitalisiert und die mittlere Videodichteverteilung längs der Kapillare bestimmt.

eines digitalen Auto-Fokussierungssystems mit softwaremässiger Unschärfeerkennung, die Kompensation oder Elimination der Restbildefekte und die Ausarbeitung von schnellen Tracking-Algorithmen sowie von Mikroprogrammen für Bit-Slice-Prozessoren.

7. Computertomographie

Mittels Computertomographie lassen sich heute Schichtbilder beliebiger Körperteile synthetisieren. Dabei werden die anatomischen Strukturen auf der Basis ihrer Attenuationskoeffizienten bezüglich Röntgen- oder Gammastrahlen dargestellt. Ein in den letzten Jahren entwickelter γ -Strahlen-Computertomograph ermöglicht bei äusserst geringer Strahlenbelastung eine quantitative Erfassung der Mineralisierung von



Fig. 5 Photographie eines γ -Strahlen-Computertomographen

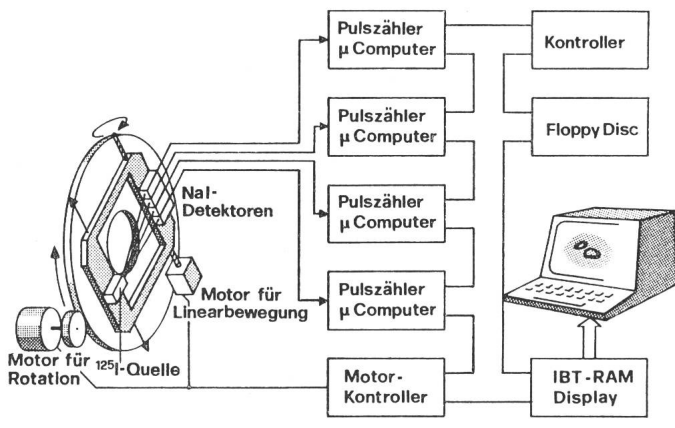


Fig. 6 Schematische Darstellung eines γ -Strahlen-Computertomographen

Eine dünne Scheibe des Vorderarms (Fig. 5) oder Unterschenkels wird durch lineares Verschieben eines oder mehrerer fein kollimierter γ -Strahlen von einer I^{125} -Quelle durchstrahlt und dabei die transmittierte Strahlung, d. h. das sog. Schattenprofil gemessen. Dieser Scanprozess wird N mal wiederholt, wobei nach jedem Scan eine systematische Änderung der Strahlrichtung um $180^\circ/N$ und eine Umkehr der linearen Verschiebungsrichtung erfolgt. Als Messvorrichtung für die transmittierten Strahlen dienen Thallium aktivierte NaI-Kristalle, die optisch an Photomultiplier gekoppelt sind. Aus den durch den Scanner erzeugten Schattenprofilen und Projektionen rekonstruiert der Mikrocomputer ein Bild des Querschnittes. Das Bild ist durch die linearen Absorptionskoeffizienten von Rasterelementen der durchstrahlten Scheibe definiert, denen man Grau- oder Farbwerte zuordnet. Das graduell entstehende Bild wird während dem Scanprozess dargestellt, damit bei erkennbaren, allfälligen Bewegungsartefakten die Messung abgebrochen und neu begonnen werden kann.

Röhrenknochen am Menschen und Kleintier (Fig. 5, 6, 7). Studien an Probanden und Patienten zeigten, dass die Dichte der Spongiosa im distalen Teil des Radius ein empfindliches Mass für zeitliche Änderungen der Knochenmineralisation ist [1; 6; 16]. Anwendungen des γ -CT-Scanners in Studien der Kalziumstoffwechselregulation und in der Evaluation von therapeutischen Massnahmen bei Osteoporose erfordern die Ausarbeitung zusätzlicher Parameter der Knochenmineralisation aus einzelnen Computertomogrammen, wie Kompaktadichte und Kompaktadicke, aber auch die Verarbeitung ganzer Stapel zweidimensionaler Bilder für die Evaluation achsialer Dichtegradienten.

Im Vordergrund des Interesses stehen Anwendungen der Computertomographie für quantitative Studien am Skelett des Menschen, insbesondere der Wirbelsäule (Osteoporose) und des Oberschenkels (künstlicher Gelenkersatz), aber auch für Untersuchungen im Zusammenhang mit der Planung und Kontrolle einer für den einzelnen Patienten optimalisierten Krebstherapie [10; 11; 14].

Die Notwendigkeit, quantitativ und bei akzeptabler Strahlenbelastung arbeiten zu können, bedingt die Entwicklung neuer, hocheffizienter Detektionssysteme sowie die Ausarbeitung geeigneter Verfahren, mit denen sich Verzerrungen durch Schichtdicke, Strahlbreite, Digitalisierung und Strahlungsspektrum eliminieren lassen.

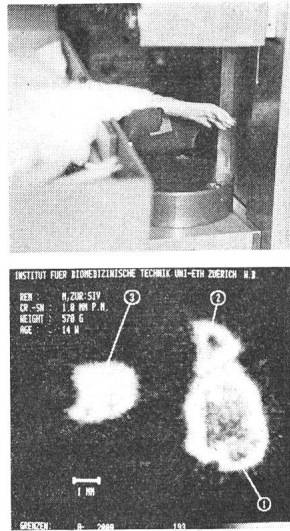
8. Diagnostische Anwendungen des Ultraschalls

Ultraschallgeräte werden seit Jahren für nichtinvasive diagnostische Untersuchungen in der Gynäkologie und Geburtshilfe, der Kardiologie und der Angiologie eingesetzt. Es handelt sich dabei einerseits um Echographiegeräte für die Darstellung von Körperstrukturen in Form von Schnittbildern oder Tomogrammen und andererseits um Strömungsmessinstrumente zur Evaluation der Durchblutung von hautnahen Gefässen. Dank neuer Entwicklungen auf dem Gebiet der Digital Elektronik bieten sich diese Apparate und die zugehörigen Untersuchungsverfahren in zunehmendem Masse auch als Alternativen zur konventionellen Röntgendiagnostik und Röntgen-Computertomographie an. Da diagnostische Ultraschallverfahren bei kleinem Leistungsfluss der Ultraschallwellen als risikofrei gelten, dürfte ihre Bedeutung für die Verhütung von Geburtschäden und Hirnschlägen [13] sowie für die Erkennung von anatomischen und funktionellen Veränderungen des Körpers im allgemeinen in Zukunft stark zunehmen. Weitere Vorteile der Ultraschallverfahren liegen darin, dass man bei geeigneter Konzeption der Geräte nahezu instantane Informationen erhält, die sich visualisieren und registrieren lassen.

Instantane Echogramme spielen in der Kardiologie eine wesentliche Rolle, indem sie die nicht-invasive Abklärung gewisser Störungen der Herzfunktionen erlauben (Fig. 8). Ihre kompetente Interpretation erfordert jedoch heute noch ein gutes Mass an Erfahrung. Die neusten Elemente der Digital Elektronik und Mikroprozessoren versprechen nun bessere Bilder aufgrund einer genaueren und vollständigeren Verarbeitung der Echosignale. Zudem dürfte der mehrfach erwähnte preisgünstige Bildspeicher mit Videogeschwindigkeit die digitale Synthese von Echogrammen mit hoher räumlicher Auflösung ermöglichen.

Für die nicht-invasive Quantifizierung der Durchblutung von Extremitäten und inneren Organen werden in Zürich seit einigen Jahren 14kanalige Ultraschall-Doppelgeräte eingesetzt

Fig. 7
 γ -Strahlen Computer-Tomographie
an der lebenden Ratte



Vom Unterschenkel des rechten Hinterbeins einer anästhesierten Ratte wird ein Mikrotomogramm erstellt. Die Pixeldimensionen des Computerprogramms lassen sich beim Mikroscaverfahren auf $50 \times 50 \mu\text{m}$ reduzieren. Das untere rekonstruierte Querschnittsbild stammt von einer 14 Monate alten Ratte und zeigt einen «Schnitt» durch die Tibia (1), die Fibula (2) und das Fersenbein (3).

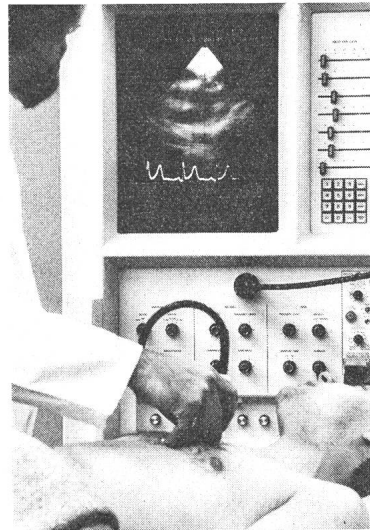
[2; 4; 5]. Diese ermöglichen die Messung der instantanen Geschwindigkeitsprofile und des zugehörigen Flusses in grösseren Arterien und Venen. Infolge der relativ kleinen Reichweite von etwa 3,5 cm beschränkt sich aber der Anwendungsbereich auf entsprechend hautnahe Gefässe. Ein neues 128kanaliges Gerät mit digitaler Signalverarbeitung und einer Reichweite von über 10 cm ist zurzeit im Stadium der klinischen Erprobung [1; 12]. Das Arbeitsprinzip dieses Gerätes ist in Fig. 9 dargestellt. Im Endausbau dürfte es eine vollständige quantitative Abklärung der Strömungsverhältnisse in den 4 grossen extrakraniellen Arterien erlauben, welche das Gehirn mit Blut versorgen. Zudem sollte es für Untersuchungen des Blutflusses in der aufsteigenden Aorta sowie in den grösseren Abdominalarterien (Fig. 10) inkl. Renalarterien einsetzbar sein.

Ultraschallmessungen der Durchblutung von kleineren Gefässen in Reichweiten zwischen 4 und 10 cm führen häufig auf Probleme der Gefässlokalisierung und -identifikation, deren Lösung eine Kombination von Ultraschallechographie und vielkanaliger Echodopplermessung erfordert. Die Realisation einer solchen Kombination erfolgt zurzeit mit Hilfe des erwähnten digitalen Bildspeichers, in welchem die Dopplerinformation in geeigneter Kodierung und graphischer Form dem Echogramm überlagert wird, wodurch ein Ultraschallangiogramm entsteht, d.h. ein Schnittbild der Gewebestrukturen mit strömungsproportionaler Markierung der Blutgefässe. Die Erzeugung einer Serie paralleler Schnittbilder dieser Art in kleinen Abständen würde schliesslich eine räumliche Darstellung des Verlaufes der Blutgefässe und ihrer Durchströmung gestatten.

9. Abschliessende Bemerkungen

Technische Innovationen der letzten Jahrzehnte werden die Implementierung einer sinnvollen und ausgewogenen medizinischen Betreuung unserer Bevölkerung stark erleichtern. Besonders wichtige Beiträge dürften sich diesbezüglich aus den gegenwärtigen Entwicklungen im Bereiche der Mikro- und Digitalelektronik ergeben. Mit der Miniaturisierung von Fernsehkameras z. B. werden sich neue Wege eröffnen für endoskopi-

Fig. 8
Visualisierung von Körper-
strukturen mittels
Ultraschallechographie



Um den dynamischen Veränderungen der Herzstrukturen folgen zu können, müssen die Echogramme mit einer genügend hohen Frequenz ermittelt werden. Der abgebildete «Phased Array Sonograph V3000» hat eine Echogrammfrequenz von 30 Hz und wird von der Medizinischen Poliklinik des Departementes für Innere Medizin am Universitätsspital Zürich zur Abklärung von Störungen in den Herzfunktionen eingesetzt.

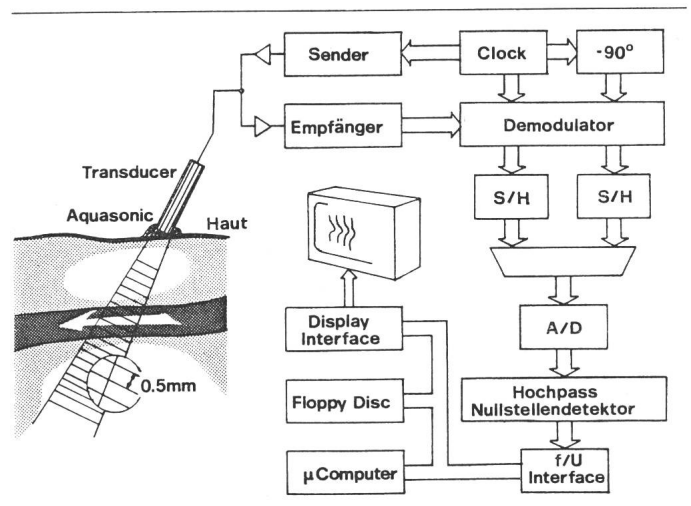


Fig. 9 Schematische Darstellung eines computer-assistierte 128kanaligen Ultraschallgerätes für nicht-invasive Kreislaufuntersuchungen

Der an die Haut angekoppelte Transducer wird durch einen 4-MHz-Sender zum Ausstrahlen von Pulsen angeregt. Bei einer Pulsrepetitionsfrequenz von 6,4 kHz, d.h. einem Zeitintervall von knapp $160 \mu\text{s}$ zwischen zwei aufeinanderfolgenden Pulsen, können Echosignale von Strukturen innerhalb einer Reichweite von rund 10 cm empfangen werden.

Während der $160 \mu\text{s}$ wird das demodulierte Signal in 128 gleichmässigen Zeitabständen abgetastet, in einem nichtlinearen A/D-Wandler digitalisiert und in 128 Kanälen bezüglich Dopplerfrequenzen analysiert. Jedem der 128 Zeitintervalle oder Kanäle entspricht ein Reichweiteintervall. Dessen zugehöriges Echosignal weist eine Dopplerfrequenz auf, wenn die den Ultraschall streuenden Strukturen innerhalb dieses Reichweiteintervalles eine Geschwindigkeitskomponente in Richtung der Strahlachse besitzen.

Der Hochpassfilter und der Nullstellendetektor induzieren eine den Nullstellen des Dopplersignals entsprechende Impulsfolge, woraus die Dopplerfrequenz abgeleitet werden kann. Die Impulsfolge gelangt dann an den Frequenz/Spannungswandler (f/U), der für jeden Kanal eine der Geschwindigkeit proportionale Spannung generiert. Die Spannungen werden in digitaler Form als Geschwindigkeiten gespeichert. Dabei muss ein Mittelungsprozess stattfinden, der Einflüsse des Rauschens und der sporadischen, grösseren Störsignale minimalisiert. Ferner muss das Gerät den schnellen Geschwindigkeitsänderungen der Blutströmung genügen, wobei pro Kanal eine Zeitkonstante von 20 ms als Grenzwert vorgesehen ist. Zur Flussberechnung müssen nebst dem Geschwindigkeitsprofil noch der Einstrahlwinkel und der Gefässdurchmesser bekannt sein. Diese werden durch eine separate Echomessung bestimmt.

sche Untersuchungs- und Behandlungsverfahren. Von diesen erwartet man, dass sie zu einer Reduktion in der Häufigkeit und im Schweregrad gewisser traumatischer Eingriffe führen. Ferner versprechen sie eine Vermehrung der Möglichkeiten für ambulante Behandlung. Nebst der miniaturisierten Elektronik erfordern neue endoskopische Methoden aber auch entsprechende Anstrengungen im Bereiche der Fein- und Mikroelektronik, speziell hinsichtlich Vorrichtungen zur Manipulation der Gewebe bei chirurgischen Eingriffen.

Gemeinsam dürften die Mikroelektronik und die Mikroelektronik auch in der Pharmakotherapie an Bedeutung gewinnen. Mit Hilfe der derzeit angestrebten strategischen Arzneimittelzuführung zum kranken oder zu beeinflussenden Organ hofft man eine effizientere Wirkung als bei herkömmlichen Verabreichungsmodalitäten zu erzielen [19]. Ausserdem sollten sich damit Nebeneffekte minimalisieren oder eliminieren lassen. Konzepte und Verfahren dieser Art werden zweifellos auch auf breiterer Basis zu den zukünftigen Problemkreisen der biomedizinischen Elektronik gehören, denn die Optimalisierung

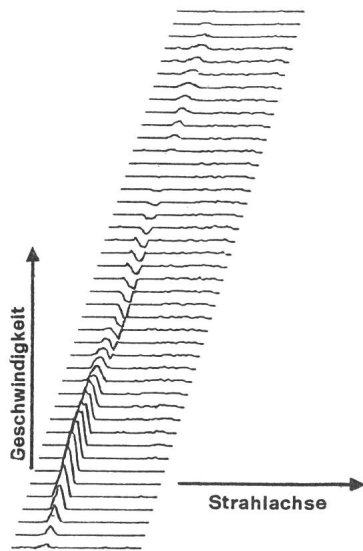


Fig. 10 Instantane Geschwindigkeitsprofile in der Aorta Abdominalis einer 29jährigen gesunden Probandin

Die mit Hilfe eines 128kanaligen Ultraschall-Doppler-Gerätes nicht-invasiv bestimmten Geschwindigkeitsprofile wurden zwecks besserer Übersicht in gestaffelter Anordnung aufgezeichnet. Sie repräsentieren die instantanen Geschwindigkeiten in Punkten längs der Strahlachse des Ultraschallwandlers bei Zeitabständen von 20 ms. Der Bereich der Bauch-aorta ist leicht zu erkennen und kann zudem mittels Echolot ermittelt werden. Dem systolischen Flusspuls folgt eine Rückflussphase sowie ein zweiter Vorwärtspuls. Aus den ermittelten Geschwindigkeitsprofilen wird vom Computer der instantane Fluss unter der Annahme eines kreisförmigen Querschnittes berechnet.

der Pharmakotherapie bedingt ihrerseits die Entwicklung miniaturisierter Sensoren, mit denen sich pharmakon-spezifische oder krankheitsabhängige Parameter quantifizieren lassen. Zudem müssen die postulierten Konzepte anhand von Modellstudien mittels Computern untersucht werden, insbesondere bezüglich der komplexen Regulationsmechanismen, welche die physiologischen Prozesse steuern, die durch die Krankheit und ihre Behandlung beeinflusst werden. Damit dürfte die strategische Arzneimittelzuführung nebst den Vorteilen, die sie den Patienten erbringt, auch zu neuen Erkenntnissen in der Physiologie und Pharmakologie führen.

Literatur

- [1] *M. Anliker*: Biomedizinische Technik in der medizinischen Praxis und Forschung. In: *Forschung und Technik in der Schweiz*. Herausgegeben von M. Cosandey und H. Ursprung. Bern, Verlag P. Haupt, 1978; S. 135...153.
- [2] *M. Anliker* a.o.: Noninvasive measurement of blood flow. In: *Cardiovascular flow dynamics and measurements*. Edited by N.H.C. Hwang and N.A. Norman. Baltimore, University Park Press, 1977; p. 43.
- [3] *M. Bertoli, S. Magistri* und *P. Friedli*: Probleme beim Einsatz von Bit-Slice-Prozessoren am Beispiel des 74S481. *Medita 9a(1977)*, S. 15...19.
- [4] *M. Casty*: Perkutane atraumatische Flussmessung in grossen hautnahen Gefässen mit einem vielkanaligen gepulsten Ultraschall-Doppler-Gerät. Dissertation der Universität Zürich, 1976.
- [5] *P.-A. Doriot*: Blutflussmessungen mit Hilfe eines mehrkanaligen Ultraschall-Doppler-Gerätes. Dissertation Nr. 5746 der ETH Zürich, 1976.
- [6] *U. Elsasser*: Quantifizierung der Spongiosadichte an Röhrenknochen mittels Computertomographie. Dissertation Nr. 5874 der ETH Zürich, 1977.
- [7] *P. Friedli*: Erkennung des Brustkarzinoms mittels Computerthermographie. Dissertation Nr. 5800 der ETH Zürich, 1976.
- [8] *P. Friedli, Y. Lehareinger* und *M. Anliker*: Kosten- und zeiteffiziente Bildverarbeitung mit Mikroprozessoren: Eine Hardwarelösung. *Medita 9a(1977)*, S. 1...8.
- [9] *P. Friedli, M. Anliker* und *W.E. Schreiner*: Erkennung des Brustkarzinoms mittels Computerthermographie. *Medita 9a(1977)*, S. 31...37.
- [10] *T. Hangartner* und *P. Rüeegsegger*: Absolutwerte anstelle von CT-Werten als Basis für eine quantitative Computertomographie. *Medita 9a(1977)*, S. 195...199.
- [11] *T. Hinderling, P. Rüeegsegger* und *C. Dietschi*: Erfassung der Materialverteilung um metallische Implantate bei Patienten mit Endoprothesen mit Hilfe eines speziell dafür entwickelten Computertomographieverfahrens. *Medita 9a(1977)*, S. 188...191.
- [12] *W. Hübscher* und *M. Anliker*: Instantane Flussmessung in grossen Blutgefässen mittels 128kanaligem Ultraschall-Doppler-Gerät und Mikroprozessor. *Medita 9a(1977)*, p. 135...138.
- [13] *H.M. Keller* a.o.: Noninvasive measurement of velocity profiles and blood flow in the common carotid artery by pulsed Doppler ultrasound. *Stroke 7(1976)4*, p. 370...377.
- [14] *H.U. Keller* und *P. Rüeegsegger*: Zielbildaufnahme in der Computertomographie für hohe räumliche Auflösung bei niedriger Strahlenbelastung. *Medita 9a(1977)*, p. 200...204.
- [15] *R.E. Kubli*: Messung der Erythrozytengeschwindigkeit in menschlichen Nagelfalkkapillaren mit Hilfe computerunterstützter Videomikroskopie. Dissertation Nr. 5912 der ETH Zürich, 1977.
- [16] *P. Rüeegsegger* a.o.: Quantification of bone mineralization using computed tomography. *Radiology 121(1976)1*, p. 93...97.
- [17] *B. Stebler* u.a.: Verfolgung bewegter Objekte in Videobildern. *Medita 9a(1977)*, S. 9...14.
- [18] *C. Times* u.a.: Digitale Bildanalyse bei videomikroskopischen Untersuchungen der Erythrozytengeschwindigkeit in den Kapillaren des menschlichen Nagelwalles. *Medita 9a(1977)*, S. 117...123.
- [19] *F.E. Yates* a.o.: Engineering development of therapeutic system: A new class of dosage forms for the controlled delivery of drugs. In: *Advances in Biomedical Engineering*, Vol. 5. New York/San Francisco/London, Academic Press, 1975; p. 1...34.

Adresse der Autoren

Prof. Dr. M. Anliker und *Dr. P. Friedli*, Institut für Biomedizinische Technik der Universität Zürich und der ETHZ, Moussonstrasse 18, 8044 Zürich.