

Ein universelles System zur Ankoppelung von biomedizinischen Signalen an Mikrocomputer

Autor(en): **Schuler, A.**

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): **75 (1984)**

Heft 15

PDF erstellt am: **22.07.2024**

Persistenter Link: <https://doi.org/10.5169/seals-904434>

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.

Ein universelles System zur Ankoppelung von biomedizinischen Signalen an Mikrocomputer

A. Schuler

Die zunehmende Anwendung von Mikrocomputern in pharmazeutischen Labors verlangt die Umwandlung von verschiedensten physiologischen Signalen in elektrische Normsignale zur problemlosen Übergabe an Mikrocomputer. Es wird ein Interfacesystem besprochen, welches diese Aufbereitung übernimmt und die galvanische Trennung der Signalquellen vom Mikrocomputer ermöglicht. Der modulare Aufbau ergibt die erwünschte grosse Flexibilität des Systems.

L'utilisation de plus en plus fréquente de microordinateurs dans les laboratoires pharmaceutiques nécessite la transformation des différents signaux physiologiques en signaux électriques standardisés. L'article traite d'un système à interfaces, lequel effectue l'amplification et l'isolation galvanique entre les sources de signaux et le microordinateur. La conception modulaire de l'ensemble rend possible la flexibilité demandée.

1. Ausgangssituation

In den pharmazeutischen Labors müssen die unterschiedlichsten physiologischen Messdaten erfasst und in eine auswertbare Form gebracht werden, damit die Einwirkung neuer Substanzen auf den Organismus gemessen und interpretiert werden kann. Blutdruck, Pulsfrequenz, Blutdurchfluss, Elektrokardiogramm (EKG) sind wesentliche Parameter bei der Beurteilung von Kreislaufmedikamenten. Das Elektro-Enzephalogramm (EEG) kann z.B. zum Untersuchen von Schlaf-Wach-Zyklen in der Schlafmittelforschung herangezogen werden. Kraft-, Weg- und Winkelmessungen geben Auskunft über Muskelarbeit und -ermüdung (wichtig in der Sportmedizin). Seit vielen Jahren geschieht dies, indem diese Daten mit Hilfe von Schreibern (Polygrafen) auf Registrierpapier aufgezeichnet werden.

In den letzten Jahren hat der Mikrocomputer auch in den pharmazeutischen Labors mit Riesenschritten Einzug gehalten. Speziell auf dem Sektor Graphic-Display haben Hard- und Software so entscheidende Fortschritte gemacht, dass für die physiologischen Routine-Versuchsanordnungen langsam die investitions- und betriebskostenintensiven Polygrafen durch Mikrocomputer mit Bildschirm ersetzt werden können. Die Datenausgabe kann in konzentrierter Form sowohl am Messplatz erfolgen als auch an zentrale Rechensysteme oder Datenbanken weitergegeben werden. Auf der digitalen (Mikrocomputer-)Seite der Datenerfassung, -verarbeitung und -weitergabe können die technischen Probleme im grossen und ganzen als gelöst betrachtet werden. Es existieren komfortable Programme zur Berechnung der verschiedensten physiologischen Parameter und zur Ableitung von Versuchsergebnissen aus einer Vielzahl von medizinischen Informationen.

Etwas anders sah es bisher auf der analogen Seite aus. In der Einführungsphase der Mikrocomputer wurden die an den meisten physiologischen Messeinrichtungen vorhandenen Registrierausgänge als Signalquelle verwendet. Das hatte zur Folge, dass die meisten Signale in einer zwischen Signalquelle und Mikrocomputer liegenden Anpasselektronik zu einem mikrocomputerkompatiblen Normsignal aufbereitet werden mussten. Ein solcher Aufbau ist einer guten Übersichtlichkeit keineswegs dienlich, und Servicearbeiten, Änderungen am Versuchsaufbau usw. werden wesentlich erschwert. Der Wunsch nach einem universellen System zum Ankoppeln von möglichst allen in einem pharmazeutischen Forschungslabor vorkommenden physiologischen Messgrössen an den Mikrocomputer wurde laut. Die Erarbeitung eines Pflichtenheftes für ein solches Interfacesystem war der erste Schritt zur Verwirklichung dieses Zieles.

2. Pflichtenheft

Zuerst musste der Grundsatzentscheid gefällt werden, ob die Datenübergabe der im Interface aufbereiteten Signale an den Mikrocomputer analog oder digital erfolgen soll. Die eingehende Diskussion aller Vor- und Nachteile der beiden Varianten brachte schliesslich den Entschluss, diese Schnittstelle analog aufzubauen. Aus historischen Gründen besitzen die meisten im Labor bereits vorhandenen physiologischen Messgeräte einen Analogausgang. Bei vielen im Labor eingesetzten Mikrocomputern kann der Multiplexer/AD-Converter als Option mitgekauft werden, was einen universellen Einsatz ermöglicht.

Im Anschluss an diesen Entscheid wurde das folgende, 10 Punkte umfassende Pflichtenheft erstellt:

Adresse des Autors

Alfred Schuler, Sandoz AG, Präklinische Forschung, 4002 Basel.

1. Das Interfacesystem soll zum Aufbereiten möglichst aller von Elektroden, Transducern oder ganzen Messsystemen stammenden physiologischen Signalen in ein elektrisches Normsignal zur Weitergabe an den Mikrocomputer geeignet sein.

2. Ein 19"-Normgehäuse soll maximal 8 Kanäle aufnehmen, weil bei den wenigsten Versuchsaufbauten mehr als 8 verschiedene Signale anfallen, die Übersichtlichkeit der Bedienungselemente besser gewährleistet ist und im Mikrocomputer ein 8-Kanal-Multiplexer eingesetzt wird.

3. Die einzelnen Kanäle sollen modular aufgebaut sein, um eine möglichst hohe Flexibilität des Systems zu erreichen.

4. Die Signalquellen wie Elektroden, Transducer usw. sollen zur Verhinderung von Erdschleifen galvanisch voneinander getrennt werden können.

5. Das Einfügen von Filtern soll möglich sein, was gestattet, zu Kontrollzwecken oder zur Dokumentation einen zusätzlichen Analogschreiber anzuschliessen. Dessen Registrierung ist dann mit der gewohnten Art und Weise identisch und auswertbar. Beim Aufbau neuer Versuchsanordnungen, deren Programme noch nicht bestehen oder falls für Nachuntersuchungen Registraturen der hergebrachten Art verlangt werden, ist eine mit der früheren Aufnahme identische gefilterte Papierregistrierung sinnvoll oder sogar unumgänglich.

6. Die analogen Signalausgänge zum Mikrocomputer müssen von den übrigen Stufen eines Kanales galvanisch getrennt sein. Nur so lassen sich Signale auf einen Mikrocomputer übertragen, welcher an eine andere Netzgruppe als der Versuchsaufbau (z.B. in einem anderen Raum) angeschlossen ist, übertragen, ohne dass Störsignale durch Erdschleifen eingestreut werden.

7. Zum Überbrücken grösserer Distanzen (z.B. in ein anderes Stockwerk) soll ein Konstantstrom 0...20 mA vorgesehen werden. Die Konstant-Stromquelle reduziert die Wirkung von Störsignalen, welche z.B. durch zum Signalkabel parallel laufende Netzkabel eingestreut werden, wesentlich.

8. Die Möglichkeit zur Serieschaltung von Kanälen zur Ableitung von sekundären Parametern wie z. B. Pulsfrequenz aus EKG oder Blutdruck sollte vorgesehen werden.

9. Auf eine vom Mikrocomputer

über einen Befehlsbus steuerbare Einstellung von Verstärkung, Offset, Filter usw. wird verzichtet, weil diese Parameter bei Routineversuchen nur einmal eingestellt und normalerweise während einer Versuchsreihe nicht mehr verändert werden.

10. Das System soll möglichst wirtschaftlich herstellbar sein.

Basierend auf diesen Forderungen wurde nach einem System gesucht, welches diese so gut wie möglich erfüllen sollte; es musste jedoch bald festgestellt werden, dass ein Gerät dieser Konzeption nicht handelsüblich ist. Die Gerätefabrikanten versuchen auf diesem Gebiet wegen des relativ kleinen Marktvolumens durch eine möglichst universelle Ausrüstung der Geräte eine breite Abdeckung der Anwendungsfälle zu erreichen. Dies hat zur Folge, dass der Kunde sich genötigt sieht, Funktionen miteinzukaufen, welche er weder benötigt noch bezahlen möchte. Zudem ist es in einem so breiten Gebiet wie der medizinischen Forschung ohnehin kaum möglich, mit einem oder zwei Gerätetypen sämtliche Aufgaben zu lösen, was sofort nach Modifikationen oder Spezialanfertigungen mit entsprechenden Lieferterminen und Preisen ruft. Aus diesem Grunde beschloss denn auch eine aus Medizin-, Informatik- und Elektronikfachleuten bestehende Gruppe, ein den obigen Vorstellungen entsprechendes Interfacesystem selbst aufzubauen.

3. Die realisierte Lösung

Äussere Form

Das realisierte Interfacesystem (Fig. 1) präsentiert sich als 19"-Gehäuse von drei Einheiten (133 mm) Höhe, welches sowohl als Tisch- wie auch als Einbaueinheit verwendet werden kann. Die Aufnahmekapazität beträgt 8 Kanäle von je 50 mm Breite, und die Kanaleinschübe sind im international üblichen Europaformat 100×160 mm aufgebaut. Das Gehäuse enthält zudem 10 voneinander galvanisch ge-

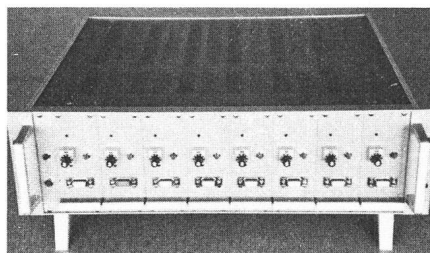


Fig. 1 Vollständig bestücktes Interfacesystem

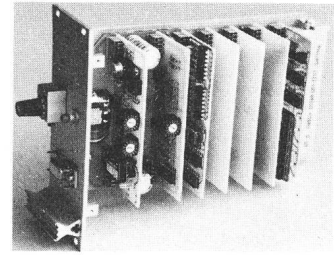


Fig. 2 Ein Kanal zum Erfassen von Blutdruck

Vom links nach rechts: Transducer-Vorverstärker, Folgeverstärker, Auto-Tara, 3 Jumpers, Ausgangsmodul

trennte Netzteile, d. h. 8 für die voneinander getrennten Eingangsstufen und je einen für die Folgeelektronik und die Computerausgänge, sowie die gesamte Verdrahtung in Form von grossen gedruckten Schaltungen und Flachkabelverbindungen, was die Übersichtlichkeit verbessert und allfällige Servicearbeiten ganz erheblich erleichtert.

Die Kanäle

Auf der Europakarte gibt es Steckplätze für insgesamt 7 Submodule (Fig. 2). Diese Bauweise ergibt eine grosse Systemflexibilität, indem, mit gewissen Einschränkungen, beliebige Module in beliebige Plätze gesteckt werden können. Auf der Grundkarte sind auch alle Verbindungen von den Submodulen zu den Bedienungselementen und Steckern auf der Frontplatte vorhanden. Die Spannungsstabilisierung für das Eingangs-Submodul ist ebenfalls auf der Europakarte untergebracht. Auf diese Weise ist ein sehr kompakter Aufbau möglich, ohne dass die Gefahr der gegenseitigen Beeinflussung und Einstreuung zwischen Kanälen und Funktionen auftritt.

Die Submodule

Das erste Submodul nach der Frontplatte ist das Eingangsmodul. Bisher wurden Eingangsmodule für folgende Signale realisiert: EKG, EEG, Druck, Kraft, Weg, wobei die Aufnehmer für die letzten drei Grössen Viertel-, Halb- oder Vollbrücken sein können. Für die jeweiligen Ersatzwiderstände sind die entsprechenden Plätze bereits vorgesehen. Die Transducerspeisung ist ebenfalls auf dem Submodul untergebracht. Die Verstärkung wird fix so programmiert, dass am Modulausgang etwa 100 mV zur Verfügung stehen. Der Feinabgleich erfolgt mittels eines 10-Gang-Potentiometers auf der Frontplatte. Für die von der übrigen

Elektronik galvanisch getrennte Speisung ist auf dem Netztransformator für jeden Eingangskanal eine getrennte Wicklung vorgesehen, wobei, wie oben erwähnt, die Stabilisierung auf der jeweiligen Kanal-Grundkarte untergebracht ist. Natürlich ist es wünschenswert, irgendwelche Fremdgeräte (Flowmeter, Mikroelektrodenverstärker usw.) über die galvanische Trennung erdschleifenfrei mit oder ohne Signalaufbereitung an den Mikrocomputer anschliessen zu können. Das ist über ein einfaches Direktkopplungsmodul ohne Aufwand möglich.

Das *zweite* Submodul besorgt die galvanische Trennung zwischen dem Eingangsteil (Transducer, Elektroden usw.) und der Folgeelektronik. Im Interesse eines möglichst grossen Signal-Rausch-Abstandes und einer möglichst kleinen Unlinearität soll der Übertragungsbereich des Isolationsverstärker-Bausteines voll ausgenützt werden. Dessen Verstärkung ist deshalb über einen DIP-Schalter in einigen Stufen grob einstellbar. Ein Fensterkomparator auf der Sekundärseite des Isolationsverstärkers wird dazu verwendet, um über eine Leuchtdiode auf der Frontplatte das Überschreiten des Eingangsspannungsbereiches anzuzeigen. Der verwendete Isolationsverstärker ist ein hybrider Baustein, bei welchem die galvanische Trennung auf optischem Weg erfolgt. So wird eine magnetische Einstreuung von Störsignalen in Nachbarschaltkreise im Gegensatz zu transformatorgekoppelten Isolationsverstärkern verhindert. Damit erreicht man auch, dass die Chopperfrequenz, welche in jedem transformatorgekoppelten Isolationsverstärker erzeugt wird, aus der Speisung der übrigen Schaltkreise ferngehalten wird. Für alle jene Anwendungen, wo eine galvanische Trennung der Eingangssignale nicht erforderlich ist, übernimmt ein einfaches Verstärkermodul mit Invertiermöglichkeit und Übersteuerungsanzeige die Pegelanpassung an die nachfolgenden Module. Es wird anstelle des Isolationsverstärkers auf Platz 2 eingesteckt.

Das *dritte* Submodul enthält eine automatische Tarierung. Sie wird vor allem bei der Verwendung von Drucktransducern, Dehnungsmessstreifen und ähnlichen Signalgebern in Verbin-

dung mit dem entsprechenden Eingangssubmodul eingesetzt. Mit Tastendruck auf der Frontplatte wird der Tariervorgang ausgelöst. Eine Kombination aus Digital-Analog-Konverter, Zähler und Komparator setzt die Ausgangsspannung des Submoduls mit 14-bit-Genauigkeit auf 0 Volt. Natürlich könnte diese Tarierung auch softwaremässig vorgenommen werden. Sinnvoll ist die Hardwarelösung vor allem deshalb, weil am Kontrollausgang des Interfaces Monitoren, Schreiber oder analoge Verarbeitungsgeräte angeschlossen werden können, welche auf eine Nulllinie angewiesen sind. Ausserdem kann auf diese Weise auch etwas an Softwareaufwand gespart werden.

Auf dem *vierten* und *fünften* Submodul sind aktive Filter untergebracht. Die gedruckten Schaltungen sind so ausgelegt, dass sie mit sehr unterschiedlichen Filtern bestückt werden können. Platz 4 ist dem aktiven Hochpass reserviert, Platz 5 dem aktiven Tiefpass. Die Kombination aus beiden ergibt einen Bandpass, dessen Eigenschaften in weiten Grenzen variabel sind. Hoch-, Tief- und Bandpass-Anordnungen nach Butterworth mit 12 oder 24 dB pro Oktave sind für Frequenzen bis hinunter auf 0,1 Hz realisierbar. Somit kann jeder beliebige Schnellschreiber, auch wenn er keinen hochempfindlichen Eingang besitzt, für z.B. EEG- oder EKG-Registrierungen verwendet werden.

Der *sechste* Submodulplatz ist vor derhand noch frei. Der Signalpfad wird lediglich durch eine Brücke zum *siebten* und letzten Submodul (Fig. 3) weitergeführt. Dieses enthält nochmals eine galvanische Trennstufe, deren Begründung eingangs erwähnt wurde. Erwähnenswert an diesem Modul sind die Signalausgänge, welche sowohl als Spannungs- wie auch als Konstant-

strom-Ausgang ausgeführt sind. Die Gründe für diese Schaltungsvariante wurden ebenfalls bereits unter Punkt 7 des Forderungskataloges dargelegt. Eine aktive Begrenzerschaltung sorgt dafür, dass der Eingangs-Spannungsbereich des Analog-Digital-Konverters niemals überschritten wird. Nicht verwendete Submodulfunktionen werden durch eine Brücke ersetzt.

Serieschaltung

In einigen Anwendungsfällen ist es erwünscht, dass zwei oder mehr Kanäle in Serie geschaltet werden können. Dies trifft vor allem dann zu, wenn noch relativ langsame 8-bit-Rechner im Einsatz sind, welche aber einen 12-bit-ADC aufweisen und die Daten demzufolge in zwei Worten abfragen müssen. Der Rechner ist zeitlich überfordert, wenn er z.B. bei einer Ratte mit einer Pulsfrequenz von über 400 Schlägen pro Minute den Blutdruck erfassen, dessen Mittelwert, den systolischen und diastolischen Wert bestimmen sowie aus einer Beat-to-Beat-Zeitmessung die Pulsfrequenz rechnen und wenn möglich noch über die letzten 10 oder mehr Schläge den Mittelwert bilden soll. Durch die Serieschaltung kann die Pulsfrequenz im Interface erfasst und gerechnet werden. Der Mikrocomputer erhält dann das Resultat über einen weiteren Analogkanal. Die Einführung von 16-bit-Rechnern wird diese wenig elegante Lösung in absehbarer Zeit eliminieren.

Viele der angewandten Schaltungen wurden nicht speziell für dieses Interface entwickelt. Es konnten zum Teil bereits bewährte Funktionsgruppen den neuen Anforderungen angepasst und auf dem beschränkten Platz eines Submoduls untergebracht werden. Dadurch konnten ganz wesentlich Entwicklungszeit und -kosten eingespart werden. Es ist gelungen, ein Interface-system herzustellen, welches einen sehr weiten Anwendungsbereich umfasst und auch problemlos ausgebaut werden kann. Durch den Verzicht auf exotische Bauelemente blieben Bauzeit und Kosten im budgetierten Rahmen, und es können nun Interfacekanäle in grösserer Zahl zu einem relativ bescheidenen Preis ausser Haus gebaut und in den Labors eingesetzt werden.

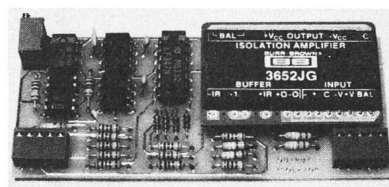


Fig. 3 Submodul Ausgangsstufe mit optischem Isolationsverstärker