

①⑨



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets

①①

Veröffentlichungsnummer: **0 004 625
B1**

①②

EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT

④⑤

Veröffentlichungstag der Patentschrift:
22.08.84

⑤①

Int. Cl.³: **A 61 B 5/00, G 08 C 15/08**

②①

Anmeldenummer: **79100908.7**

②②

Anmeldetag: **26.03.79**

⑤④

Elektromedizinisches Gerät zur Abnahme und Verarbeitung von elektrischen physiologischen Signalen.

③①

Priorität: **30.03.78 DE 2813764**

④③

Veröffentlichungstag der Anmeldung:
17.10.79 Patentblatt 79/21

④⑤

Bekanntmachung des Hinweises auf die Patenterteilung:
22.08.84 Patentblatt 84/34

⑧④

Benannte Vertragsstaaten:
BE CH FR GB IT NL SE

⑤⑥

Entgegenhaltungen:
**DE - A - 2 328 834
DE - B - 1 623 888
FR - A - 2 081 655
FR - A - 2 219 474
US - A - 3 815 109**

**NASA TECH BRIEF, Nr.B74-10103 August 1974
PasadenaBAKER. " Compact Telemetry Package for
Remote Monitoring of Neuron Responses in Animals"**

⑦③

Patentinhaber: **SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT,
Berlin und München Wittelsbacherplatz 2,
D-8000 München 2 (DE)**

⑦②

Erfinder: **Welker, Manfred, Memelstrasse 42,
D-8520 Erlangen (DE)**
Erfinder: **Wolf, Herbert, Frankenwaldallee 45,
D-8520 Erlangen (DE)**

EP 0 004 625 B1

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents im Europäischen Patentblatt kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99(1) Europäisches Patentübereinkommen).

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein elektromedizinisches Gerät zur Abnahme und Verarbeitung von elektrischen physiologischen Signalen mit zwei durch eine Nahtstelle getrennten Einheiten, bei dem die beim Patienten abgenommenen, in mehreren Eingangskanälen der ersten Einheit anfallenden Signale zur Weiterverarbeitung in der zweiten, eine entsprechende Zahl von Ausgangskanälen aufweisenden Einheit mittels eines Multiplexers nach dem Zeitmultiplex-Prinzip zeitverschachtelt über eine galvanisch trennende Koppelstelle zu einem Demultiplexer übertragen werden, wofür dem Multiplexer der ersten Einheit und dem Demultiplexer der zweiten Einheit ein Taktgenerator zur Kanalanwahl und Synchronsteuerung zugeordnet ist.

Bei elektromedizinischen Geräten zur Abnahme und Verarbeitung von elektrischen physiologischen Signalen, beispielsweise Elektrokardiographen, ist eine hinreichende Patientensicherheit unabdingbare Voraussetzung. Einerseits sollen mit solchen Geräten vom Patientenkörper Spannungen abgenommen werden, wozu eine elektrische Verbindung zwischen Körper und Gerät notwendig ist; andererseits werden diese Spannungen im Gerät verstärkt und weiterverarbeitet, wozu eine Betriebsspannung notwendig ist. Üblicherweise sind daher solche Geräte derart ausgebildet, dass sie aus einer ersten patientenseitigen Einheit zur Aufnahme der physiologischen Spannungen und einer zweiten, davon über wenigstens eine Nahtstelle galvanisch getrennten Einheit zur Weiterverarbeitung der Spannungen bestehen und dass beide Einheiten ortsfest innerhalb eines einzigen Gehäuses angeordnet sind. Wenn bei solchen elektromedizinischen Geräten mehrere Signale gleichzeitig aufgenommen werden, so müssen die in mehreren Eingangskanälen der ersten Einheit anfallenden Signale galvanisch entkoppelt zu mehreren Ausgangskanälen der zweiten Einheit übertragen werden. Es ist nun möglich, für jeden Eingangskanal eine eigene galvanisch trennende Koppelstelle vorzusehen. Aus der DE-A-2 328 834 ist es bekannt, derartige trennende Koppelstellen beispielsweise durch Optokoppler zu realisieren. Speziell für die Übertragung und Weiterverarbeitung von elektrischen physiologischen Signalen, die insbesondere durch Fernverarbeitung über das Telefonnetz od. dgl. erfolgen soll, werden dabei die Signale frequenzmoduliert und mittels entsprechend angepasster Trägerfrequenz übertragen.

Weiterhin ist es allgemein in der Technik üblich, bei parallelem Anfall einer grossen Anzahl von Messsignalen zur Vermeidung eines unerwünscht hohen Aufwandes an Übertragungsleitungen mit jeweils separat zugeordneter Signalverarbeitungselektronik Multiplex-Verfahren zu verwenden. Auch in der Medizintechnik können insbesondere Zeitmultiplex-Verfahren zur zeitverschachtelten Signalübertragung gleichzeitig anfallender physiologischer Messgrössen benutzt werden. Im Ergebnis würde dies im obigen Sinne zu einer

Verbindung von Zeitmultiplex mit Frequenzmodulation führen. Diese Verbindung wird in dem Zeitschriftenartikel «IEEE Transactions on Biomedical Engineering», Vol. BME 17, No. 4 (October 1970), Seiten 339 bis 349, für eine Telemetriestrecke zur Übertragung von physiologischen Signalen über längere Entfernungen vorgeschlagen.

Darüber hinaus ist aus der DE-B-1 623 888 ein Betriebsüberwachungssystem für Luftfahrzeuge bekannt, bei dem über eine als Multiplexer ausgebildete Schaltungsanordnung Eingangssignale auf einen Analog-Digital-Wandler gegeben und von dort über eine einzige Betriebsleitung auf eine entsprechende Schaltungsanordnung als Demultiplexer mit nachgeschalteten Ausgabeeinheiten übertragen werden. Insbesondere für die Digitalisierung der gegebenenfalls als Analogwerte anfallenden Daten ist dabei ein Taktgenerator notwendig, der sich auf der Primärseite des Überwachungssystems befindet und von dessen Takt gleichzeitig der Umschalttakt für den Multiplexer und den Demultiplexer bzw. Synchronisationssignale abgeleitet werden können.

Im Hinblick auf den vorstehenden Stand der Technik geht die Erfindung von einem elektromedizinischen Gerät zur Abnahme und Verarbeitung von elektrischen physiologischen Signalen aus, bei dem abweichend von den bekannten Geräten dieser Art die anfallenden Signale mittels eines Multiplexers nach dem Zeitmultiplex-Prinzip zeitverschachtelt zu einem Demultiplexer übertragen werden und dem Multiplexer und dem Demultiplexer ein Taktgenerator zur Kanalanwahl und Synchronsteuerung zugeordnet ist.

Aufgabe der Erfindung ist es, bei einem solchen Gerät die Übertragungsvorrichtung für die elektrischen physiologischen Signale des Gerätes, das beispielsweise ein Elektrokardiograph sein kann, so auszubilden, dass eine exakte Signalübertragung gewährleistet und der Patientenabstrom so gering wie möglich ist, und bei dem der gesamte Ansteueraufwand einfach gehalten ist, so dass Störquellen möglichst vermieden werden.

Die Aufgabe wird bei einem Gerät der eingangs genannten Art erfindungsgemäss dadurch gelöst, dass in Serie zwischen Multiplexer der ersten Einheit und Demultiplexer der zweiten Einheit auf der Seite der ersten Einheit ein Pulsamplitudenmodulator eingeschaltet ist, so dass die entkoppelte Signalübertragung im Zeitmultiplex-Prinzip speziell in Verbindung mit Pulsamplitudenmodulation erfolgt, und dass als Taktgenerator ein zentraler Leistungssoszillator in der zweiten Einheit vorgesehen ist, dessen galvanisch entkoppelt in die erste Einheit übertragbare Taktimpulse neben der Kanalanwahl für Multiplexer und Demultiplexer gleichzeitig den Zeittakt des Pulsamplitudenmodulators bestimmen und der darüber hinaus die Betriebsleistung nicht nur für die zweite Einheit, sondern über einen induktiven Übertrager auch für die erste Einheit liefert.

Gemäss der Erfindung erfordert die Übertragung der in einer Vielzahl von Eingangskanälen der patientenseitig potentialmässig floatenden ersten Einheit anfallenden Signale lediglich drei

galvanisch trennende Koppelstellen, von denen für die eigentliche Übertragung der parallel anfallenden elektrischen physiologischen Signale nur eine der drei Koppelstellen notwendig ist. Vorteilhafterweise wird zugleich Multiplex in Verbindung mit der technisch einfachen Pulsamplitudenmodulation der Signale angewendet. Einbussen an Signalübertragungsgenauigkeit hierdurch sind nicht zu befürchten, da beide Einheiten des Gerätes unmittelbar nebeneinanderliegen. Die Koppelstellen halten die Koppelkapazität zwischen erster und zweiter Einheit auf einem Minimalwert, wodurch der Ableitstrom ebenfalls auf einen Minimalwert begrenzt wird. Besonders günstig ist, dass der für die Steuerung von Multiplexer und Demultiplexer notwendige Taktgenerator als zentraler Leistungssoszillator in der der Signalverarbeitung dienenden zweiten Einheit ausgebildet ist. Er ist dadurch von der patientenseitigen Einheit isoliert, übernimmt aber deren Leistungsver-sorgung und liefert zugleich den Takt für den Amplitudenmodulator in der ersten Geräteeinheit. Insgesamt ist der schaltungstechnische Aufwand so auf ein Minimum begrenzt. Ausgestaltungen der Erfindung sind in den abhängigen Ansprüchen angegeben.

Nachfolgend wird ein Ausführungsbeispiel der Erfindung anhand der Zeichnung beschrieben.

Es zeigen:

Fig. 1 ein Ausführungsbeispiel der Erfindung im Prinzipschaltbild und

Fig. 2 ein Impulsdigramm der wesentlichsten, im Prinzipschaltbild der Fig. 1 auftretenden Signale.

In der Fig. 1 ist mit G1 die erste Einheit auf der Patientenseite und mit G2 die zweite Einheit auf der Weiterverarbeitungsseite des Gerätes bezeichnet. An der Nahtstelle zwischen den beiden Einheiten G1 und G2 befinden sich drei galvanisch trennende Koppelstellen. Die erste Koppelstelle ist ein induktiver Leistungsübertrager 1, die zweite Koppelstelle ein induktiver Signalübertrager 2 und die dritte Koppelstelle ein Optokoppler 3.

An der Primärseite des Leistungsübertragers 1 ist ein Leistungssoszillator 8 mit einer Oszillatorfrequenz von etwa $f \approx 50$ kHz angeschaltet. Sekundärseitig liegt am Übertrager 1 eine Stromversorgungseinheit 9. Von beiden Seiten des Übertragers 1 wird je ein Signal abgenommen und auf eine Taktaufbereitungsschaltung 10 bzw. 11 gegeben. In der Taktaufbereitungsschaltung 10 wird aus der Oszillatorfrequenz f ein Zähltakt für einen nachgeschalteten Binärzähler 12 mit einem Zählbereich von 0 bis n gewonnen. Mittels eines nachgeschalteten Decodierers 13 wird jeweils der binäre Zählerstand des Zählers 12 in einen eins aus n -Code umgewandelt. In entsprechender Weise wird der mit der Taktaufbereitungsschaltung 11 gewonnene Zähltakt auf einen Binärzähler 14 gegeben und mittels Decodierers 15 in einen eins aus n -Code umgewandelt. Zur Synchronisierung der beiden Zähler 12 und 14 in den beiden Geräteeinheiten G1 und G2 dient der Optokoppler 3. Dieser umfasst eine Leuchtdiode 4, die über eine Treiberschaltung 5 aktivierbar ist. Er umfasst fer-

ner ein auf die Leuchtdiode 4 abgestimmtes Fotoelement 6, beispielsweise Fototransistor oder Fotodiode, mit zugehöriger Empfangsschaltung 7. Vom Decodierer 13 wird die Treiberschaltung 5 der Leuchtdiode 4 aktiviert. Das in der Empfangsschaltung 7 empfangene Signal wird auf den Binärzähler 14 übertragen. Dieser wird damit auf denselben Zählerstand wie beim Zähler 12 gesetzt. Dadurch ist erreicht, dass die Zähler 12 und 14 exakt synchron zählen.

Zur eigentlichen Signalübertragung dient der Signalübertrager 2 mit der eingangsseitigen Zeitmultiplexereinheit 16 in der ersten Geräteeinheit G1. Die Eingangskanäle – angedeutet sind als Beispiel drei Eingangskanäle – sind mit 17, 18 und 19 bezeichnet. Mittels der Multiplexereinheit 16 werden die Kanäle 17 bis 19 zeitlich nacheinander abgetastet. Das Abtastsignal wird auf einen rückgekoppelten Verstärker 17' gegeben und von dort über einen Pulsamplitudenmodulator 36 dem die zweite Koppelstelle bildenden Signalübertrager 2 zugeleitet. Nach Übertragung in die zweite Geräteeinheit G2 wird das Empfangssignal auf einen Operationsverstärker 20 zwecks Impedanzanpassung gegeben. Vom Ausgang des Anpassgliedes erreicht es schliesslich eine Demultiplexereinheit 22 mit Speicherkondensatoren 26, 27 und 28 an den Ausgangsleitungen 23, 24 und 25. Nach Filterung in Ausgangsfiltern 29, 30 und 31 ergeben sich die abgetrennten Ausgangssignale an den Ausgängen 32, 33 und 34.

Die Steuerung der Zeitmultiplexereinheit 16, der Demultiplexereinheit 22 und des Pulsamplitudenmodulators 36 erfolgt durch die Ausgangssignale der Taktaufbereitungsschaltungen 10 bzw. 11 in Abhängigkeit von der Frequenz des zentralen Oszillators 8. Der dem Verstärker 17' vorgeschaltete ohmsche Widerstand 35 verhindert Übersteuerungen des Verstärkers, wenn vom Multiplexer 16 her kein Eingangssignal auf den Verstärker aufgeschaltet wird (offene Multiplexerschalter). Der Widerstand 21 am Eingang des Impedanzwandlers definiert ferner zusammen mit der Induktivität des Signalübertragers 2 eine Zeitkonstante, die kleiner ist als die Zeit zwischen zwei Abtastimpulsen des Pulsamplitudenmodulators 36. Hierdurch wird erreicht, dass die während der Abtastzeit des Modulators aufgenommene Energie in der Zeit zwischen zwei Abtastimpulsen restlos abgebaut wird. Dies gewährleistet gute Kanal-trennung mit optimal niedrigem Kanalübersprechen. Die Zeitdauer zwischen den Abtastimpulsen des Pulsamplitudenmodulators 36 liegt vorzugsweise im Bereich $\geq$ des 5fachen der Zeitkonstante. Der Widerstand 21 bestimmt mit seinem Widerstandswert auch die Abschaltspannung am Signalübertrager 2 zum Abschaltzeitpunkt des Pulsamplitudenmodulators 36. Die Abschaltung soll kleiner oder gleich der maximal zulässigen Signalspannung des Pulsamplitudenmodulators sein.

Patentansprüche

1. Elektromedizinisches Gerät zur Abnahme und Verarbeitung von elektrischen physiologi-

schen Signalen mit zwei durch eine Nahtstelle getrennten Einheiten (G1, G2), bei dem die beim Patienten abgenommenen, in mehreren Eingangskanälen der ersten Einheit (G1) anfallenden Signale zur Weiterverarbeitung in der zweiten, eine entsprechende Zahl von Ausgangskanälen aufweisenden Einheit (G2) mittels eines Multiplexers (16) nach dem Zeitmultiplex-Prinzip zeitverschachtelt über eine galvanisch trennende Koppelstelle (2) zu einem Demultiplexer (22) übertragen werden, wofür dem Multiplexer (16) der ersten Einheit (G1) und dem Demultiplexer (22) der zweiten Einheit (G2) ein Taktgenerator zur Kanalanwahl und Synchronsteuerung zugeordnet ist, dadurch gekennzeichnet, dass in Serie zwischen Multiplexer (16) der ersten Einheit (G1) und Demultiplexer (22) der zweiten Einheit (G2) auf der Seite der ersten Einheit (G1) ein Pulsamplitudenmodulator (36) eingeschaltet ist, so dass die entkoppelte Signalübertragung im Zeitmultiplex-Prinzip speziell in Verbindung mit Pulsamplitudenmodulation erfolgt, und dass als Taktgenerator ein zentraler Leistungssoszillator (8) in der zweiten Einheit (G2) vorgesehen ist, dessen galvanisch entkoppelt in die erste Einheit (G1) übertragbare Taktimpulse neben der Kanalanwahl für den Multiplexer (16) und den Demultiplexer (22) gleichzeitig den Zeittakt des Pulsamplitudenmodulators (36) bestimmen und der darüber hinaus die Betriebsleistung nicht nur für die zweite Einheit (G2), sondern über einen induktiven Übertrager (1) auch für die erste Einheit (G1) liefert.

2. Gerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass zur galvanisch entkoppelten Übertragung der Taktimpulse des zentralen Leistungssoszillators (8) ein Optokoppler (3) vorhanden ist.

3. Gerät nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass im Signalweg zwischen Multiplexer (16) und Demultiplexer (22) als galvanisch trennende Koppelstelle (2) ein induktiver Übertrager dient, dessen Zeitkonstante kleiner als die Zeit zwischen zwei Abtastimpulsen des Pulsamplitudenmodulators (36) ist.

4. Gerät nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Zeitdauer zwischen zwei Abtastimpulsen des Pulsamplitudenmodulators (36) im Bereich $\geq$ des 5fachen der Zeitkonstante des induktiven Übertragers liegt.

Claims

1. Electromedical apparatus for sensing and processing electrical physiological signals with two units (G1, G2), which are separated by a boundary, wherein the signals which are sensed on the patient occur in a plurality of input channels of the first unit (G1) and are transmitted by a multiplexer (16) to a demultiplexer (22) in accordance with the time division multiplex principle in a time-sharing fashion via a d. c. isolating coupling point (2) for further processing in the second unit (G2), which has a corresponding number of output channels, for which purpose the multiplexer (16) of the first unit (G1) and the demultiplexer (22) of the second unit (G2) are assigned a clock pulse generator for

the channel selection and synchronous control, characterised in that a pulse amplitude modulator (36) is inserted in series between multiplexer (16) of the first unit (G1) and demultiplexer (22) of the second unit (G2) on the side of the first unit (G1), so that the decoupled signal transmission in accordance with the t.d.m. principle is specifically effected in connection with a pulse modulation, and that as a clock pulse generator, there is arranged a central power oscillator (8) in the second unit (G2), the clock pulses of which power oscillator, transmitted into the first unit (G1) decoupled for d. c., simultaneously determine the time clock pulse of the pulse amplitude demodulator (36) in addition to the channel selection for the multiplexer (16) and the demultiplexer (22), and which power oscillator furthermore does not only supply the operating power for the second unit (G2), but also for the first unit (G1) by means of an inductive transformer (1).

2. Apparatus as claimed in claim 1, characterised in that an opto-coupler (3) is provided for the d. c. decoupled transmission of the clock pulses of the central power oscillator (8).

3. Apparatus as claimed in claim 1 or 2, characterised in that in the signal path between multiplexer (16) and demultiplexer (22) an inductive transformer whose time constant is smaller than the period between two scanning pulses of the pulse amplitude modulator (36) serves as a d. c. isolating coupling point (2).

4. Apparatus as claimed in claim 3, characterised in that the period between two scanning pulses of the pulse amplitude modulator (36) lies in the region $\geq$ of the five times the time constant of the inductive transformer.

Revendications

1. Appareil électromédical pour le prélèvement et le traitement de signaux physiologiques électriques, comportant deux unités (G1, G2) séparées par une interface, et dans lequel les signaux prélevés sur le patient et arrivant dans plusieurs canaux d'entrée de la première unité (G1) sont transmis, en vue de leur traitement ultérieur, dans la seconde unité (G2) comportant un nombre correspondant de canaux de sortie, en étant imbriqués dans le temps, selon le principe du multiplexage temporel au moyen d'un multiplexeur (16), par l'intermédiaire d'un point de couplage (2) réalisant une séparation galvanique, jusqu'à un démultiplexeur (22), un générateur de cadence permettant la sélection des canaux et la commande de synchronisation étant associé, à cet effet, au multiplexeur (16) de la première unité (G1) et au démultiplexeur (22) de la seconde unité (G2), caractérisé par le fait qu'un modulateur d'impulsions en amplitude (36) est branché en série entre le multiplexeur (16) de la première unité (G1) et le démultiplexeur (22) de la seconde unité (G2), du côté de la première unité (G1), de sorte que la transmission découplée des signaux s'effectue selon le principe du multiplexage temporel, en particulier en liaison avec une modula-

tion des impulsions en amplitude, et qu'il est prévu comme générateur de cadence dans la seconde unité (G2) un oscillateur de puissance central (8) dont les impulsions de cadence, qui peuvent être transmises d'une manière découplée galvaniquement à la première unité (G1), déterminent simultanément la cadence temporelle du modulateur d'impulsions en amplitude (36), en plus de la sélection des canaux du multiplexeur (16) et le démultiplexeur (22) et qui délivre en outre la puissance de service non seulement pour la seconde unité (G2), mais également pour la première unité (G1), par l'intermédiaire d'un transformateur inductif (1).

2. Appareil suivant la revendication 1, caractérisé par le fait qu'il est prévu un opto-coupleur (3) pour réaliser la transmission avec découplage

galvanique des impulsions de cadence de l'oscillateur de puissance central (8).

3. Appareil suivant la revendication 1 ou 2, caractérisé par le fait que dans la voie de transmission des signaux, entre le multiplexeur (16) et le démultiplexeur (22), il est prévu comme point de couplage (2) réalisant une séparation galvanique un transformateur inductif dont la constante de temps est inférieure à la durée entre deux impulsions d'exploration du modulateur d'impulsions en amplitude (36).

4. Appareil suivant la revendication 3, caractérisé par le fait que la durée entre deux impulsions d'exploration du modulateur d'impulsions en amplitude (36) se situe dans une gamme supérieure ou égale au quintuple de la constante de temps du transformateur inductif.

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

5

