

N78-32855

MAY 1976

128 / 2.052

⑤① BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND

DEUTSCHES PATENTAMT



Int. Cl. 2: A 61 B 5/00

WEST GERMANY GROUP 335 CLASS 128

TM-75343

DT 25 44 094 A1

Offenlegungsschrift 25 44 094

①①
②①
②②
③①

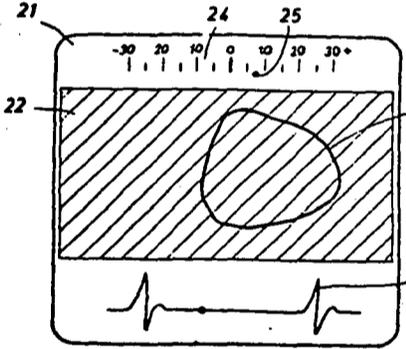
Aktenzeichen: P 25 44 094.2
Anmeldetag: 2. 10. 75
Offenlegungstag: 26. 5. 76

③① Unionspriorität: 25. 11. 74 Österreich A 9438-74

⑤④ Bezeichnung:
⑦① Anmelder:
⑦④ Vertreter:
⑦② Erfinder:

KRET. F1978X/23 *DT 2544-094
Simultaneous image reproduction on CRT screen - moves ultrasonic split images and electrocardiogram curves
KRETZTECHN GMBH 25.11.74-OE-009438
P31 (26.05.76) A61b-05

Ultrasonic split image and electrocardiogram graph are simultaneously reproduced on the screen of a CRT by producing the images (23, 25, 26) on different areas of a screen (21) with two phosphors having different persistence times and luminous colours, within the times required for the appearance of the images. In front of the area on which is produced the image (23) requiring the shorter time is a colour filter (22) which is permeable to the colour of the phosphor with the shorter persistence time but which absorbs the colour of the other phosphor. 2. 10. 75 as 544094 (23pp).



ntstehung
ildschirm einer
arstellung eines
kurvenzuges und

lte, 8000 München

REPRODUCIBLE COPY (FACILITY CASEFILE COPY)

DT 25 44 094 A1

© 5.76 609 822/611 12/70

A778-26

THE NATIONAL BUREAU OF INVESTIGATION
WASHINGTON, D. C.

128
2.05Z

MAY

1970

Int. Cl. 2:

A 61 B 5/00

⑤
①9 BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND

DEUTSCHES PATENTAMT



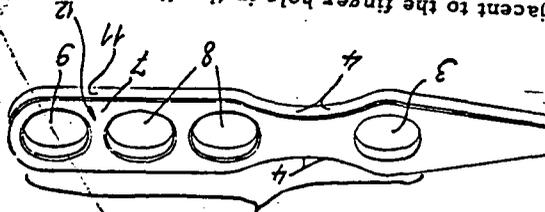
WEST GERMANY
GROUP 335
CLASS 128
RECORDED

DT 25 44 094 A1

①①
②①
②②
④③

Offen

(3). Adjacent to the finger hole in the direction of the free end of the handle (2) is a constriction (4) or other deformation on at least one narrow side (11) of the handle, forming a stop for at least one other finger and beginning at least in the region of the finger hole. Preferably, the supporting and gripping region (7) adjacent to the constriction on the opposite side to the finger hole has a length at least 3 times the



and has at its end adjacent to the instrument a finger hole

Flat handle for wound hook is perforated to reduce weight
P31 (26.05.76) A61B 17/02
HOLZHAUER & SUTTER 23.11.74-DT-455625

Unionspriorität

③② ③③ ③①

HOLZ-
Flat perforated handle for wound hook - enables easy transmission of holding force to instrument with one hand
F1912X/23 *DT 2455-625
applied in position (6) under the mushroom head (3), 23.11.74 as 455558 (5pp).

⑤④

Bezeichnung:

Verfahren zur gleichzeitigen Darstellung von zu ihrer Er- stellung verschieden lange Zeit benötigenden Bildern auf dem Bil- schirm einer Kathodenstrahlröhre, insbesondere zur gleichzeitigen Di- stellung eines Ultraschall-Schnittbildes und eines Elektrokardiogrammkurvenzuges und Gerät zur Durchführung dieses Verfahrens

⑦①

Anmelder:

Kretztechnik GmbH, Zipf (Österreich)

⑦④

Vertreter:

Eder, E., Dipl.-Ing.; Schieschke, K., Dipl.-Ing.; Pat.-Anwälte, 8000 München

⑦②

Erfinder:

Kretz, Carl, Dipl.-Ing., Zipf (Österreich)

DT 25 44 094 A1

008853/061790/336800

5.76 609 822/611

12/70

Patentanwälte
Dipl.-Ing. E. Eder
Dipl.-Ing. K. Schieschke
8 München 40, Elisabethstraße 34

2544094

Kretztechnik Gesellschaft m.b.H.
Zipf (Österreich)

Verfahren zur gleichzeitigen Darstellung von zu ihrer Entstehung verschieden lange Zeit benötigenden Bildern auf dem Bildschirm einer Kathodenstrahlröhre, insbesondere zur gleichzeitigen Darstellung eines Ultraschall-Schnittbildes und eines Elektrokardiogrammkurvenzuges und Gerät zur Durchführung dieses Verfahrens

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur gleichzeitigen Darstellung von sich rasch ändernden und von zu ihrer Entstehung oder Darstellung wesentlich längere Zeit benötigenden Bildern auf dem Bildschirm einer Kathodenstrahlröhre, insbesondere zur gleichzeitigen Darstellung eines sich bewegenden Ultraschall-Schnittbildes und eines zu seinem Aufbau längere Zeit benötigenden Elektrokardiogrammkurvenzuges.

Eine weitere Ausgestaltung der Erfindung betrifft ein Gerät zur Durchführung dieses Verfahrens, mit einem eine Kathodenstrahlröhre mit Bildschirm aufweisenden Ultraschall-Untersuchungsgerät, einer Schnittbildmechanik zur schnellen, vorzugsweise hin- und hergehenden oder schwenkenden Verstellung eines Schallkopfes od.dgl. in einer vorbestimmten oder vorwählbaren Richtung und einem Elektrokardiogrammverstärker.

609822/0611

2544094

Die gleichzeitige Darstellung von zu ihrer Entstehung verschieden lange Zeiten benötigenden Bildern auf dem Bildschirm einer Kathodenstrahlröhre stößt insbesondere dann auf Schwierigkeiten, wenn es sich um zwei oder mehrere Bewegungsvorgänge darstellende oder aus Bewegungsvorgängen abgeleitete Bilder handelt. Unter den Begriff "Bewegungsvorgänge" fallen hier auch alle zeitlich veränderlichen Funktionen, die in Bildform, z.B. als Kurvenzug, darstellbar sind. Bekannt sind Kathodenstrahloszillografen, die durch eine elektronische Umschaltvorrichtung zwei oder mehrere Vorgänge alternierend zur Anzeige bringen, wobei bei hoher Umschaltfrequenz der visuelle Eindruck einer gleichzeitigen Darstellung entsteht. Diese Geräte sind jedoch nur zur Darstellung solcher Vorgänge geeignet, die bezüglich ihrer Periodizität annähernd gleiche Zeiten benötigen. Würde man versuchen, zwei Vorgänge anzuzeigen, deren Darstellung stark unterschiedliche Zeiten benötigt, so stehen hier zwei Möglichkeiten offen, die jedoch in keinem Fall befriedigen: Wählt man die Dauer des Kippvorganges der Zeitablenkung entsprechend dem schneller ablaufenden Vorgang, so erhält man vom langsamen Vorgang nur einen Ausschnitt abgebildet, wobei dieses Bild nicht "steht", sondern sich ununterbrochen ändert. Stellt man den Kippvorgang hingegen entsprechend dem langsameren Vorgang ein, so wird dieser zwar vollständig abgebildet, jedoch tritt dann vom schnelleren Vorgang eine Mehrfachabbildung ein, wobei die auftretenden Einzelbilder sehr klein sind und dementsprechend keine Details erkennen lassen. Da somit beide Möglichkeiten keine gut auswertbaren Anzeigen liefern, war man in den meisten Fällen bisher gezwungen, die beiden Bilder getrennt aufzunehmen und gegebenenfalls nach Zwischenspeicherung auf einen gemeinsamen Bildschirm abzufragen, was entscheidende Nachteile hat, da zunächst die Zwischenspeicherung eine sehr aufwendige Anlage erforderlich macht, durch die Zwischenspeicherung Informationen verloren gehen können und überdies auch bei der gleichzeitigen Anzeige vielfach keine eindeutige Zuordnung zwischen den dargestellten Bildern,

609822/0611

insbesondere hinsichtlich des zeitlichen Zusammenhanges hergestellt werden kann.

Als Beispiel für die auftretenden Probleme sei hier die Ultraschall-Untersuchung des Herzens oder anderer Organe angeführt, wo es häufig wünschenswert oder erforderlich ist, das Untersuchungsergebnis bzw. die erhaltene Anzeige durch ein Elektrokardiogramm zu ergänzen. Erfolgt die Ultraschall-Untersuchung nach einem Verfahren, das den Bewegungsablauf unmittelbar erkennen läßt, so ergibt sich dann eine wesentlich bessere Diagnosemöglichkeit, wenn die zeitliche Zuordnung bestimmter Punkte der Kardiogrammkurve zu einer bestimmten Phase des Bewegungsablaufes unmittelbar erkennbar ist. Dies erfordert einerseits eine gleichzeitige Durchführung beider Untersuchungen, andererseits aber auch die Angabe von Zeitmarken in den Untersuchungsergebnissen, damit bei einer nachträglichen Auswertung die zeitliche Zusammengehörigkeit genau festgestellt werden kann. Die Anzeige der Ultraschall-Untersuchung hängt außerdem von Parametern ab, die aus dem angezeigten Ergebnis allein nicht immer erkennbar sind. Die Konstanzhaltung dieser Parameter ist eine unbedingte Voraussetzung für eine Vergleichbarkeit von Ergebnissen. Es wäre daher auch zweckmäßig, diese Parameter, z.B. die Angabe der Richtung des Schallbündels oder der Schnittbildebene im Körper des Patienten mit dem Untersuchungsergebnis darzustellen. Bisher hat sich eine ordnungsgemäße zeitliche Zuordnung im wesentlichen auf Darstellungen beschränkt, bei denen entweder die dargestellten Ergebnisse aus Bildern bestanden, die zu ihrem Aufbau etwa gleiche Zeit benötigen oder bei denen ein praktisch statisches Bild neben einem bewegten Bild angezeigt wird.

Aus der DT-OS Nr. 2 053 669 ist ein Gerät bekannt, welches die gleichzeitige Darstellung eines Ultraschall-Kardiogrammes (UKG) und eines Elektrokardiogrammes (EKG) auf einem gemeinsamen Bildschirm ermöglicht. Bei diesem Gerät erfolgt die Zeitablenkung des Elektronenstrahles in x-Richtung durch einen Kippgenerator mit hoher Frequenz, also einen

2544094

Zeilengenerator und die Zeitablenkung in der zur x-Richtung normalen y-Richtung durch einen Kippgenerator mit niedriger Frequenz, der also als Bildgenerator arbeitet. Der Bildschirm wird ähnlich wie bei einem Fernsehgerät zeilenweise vom Elektronenstrahl überstrichen, wobei diese einzelnen Zeilen schnell geschrieben und gleichzeitig langsam parallel verschoben werden. Bei dem beschriebenen Gerät erfolgt die Parallelverschiebung viel langsamer als bei üblichen Fernsehgeräten. Entsprechend der Zeitdauer für eine Herzperiode von etwa einer Sekunde ist es, um mehrere Perioden am Bildschirm darstellen zu können, erforderlich, daß die Parallelverschiebung über den ganzen Bildschirm einige Sekunden dauert. Da die vollständige Aufzeichnung eines UKG- und eines EKG-Kurvenzuges jedoch genau gleich lange dauert, treten die eingangs erwähnten Schwierigkeiten bei der Darstellung von Bildern mit unterschiedlich langer Aufbauzeit hier nicht auf. Die den einzelnen Vorgängen entsprechenden elektrischen Größen werden durch einen elektronischen Umschalter alternierend an die Kathodenstrahlröhre gelegt und die Umschaltfrequenz so gewählt, daß ein Teil jeder Zeile zum Schreiben des EKG und der Rest zum Schreiben des UKG verwendet wird. Dabei muß allerdings noch eine Umsetzung der vom EKG-Gerät erhaltenen Amplitude in eine entsprechende Zeitamplitude erfolgen. Im Endeffekt erscheinen dann am Bildschirm beide Kurvenzüge gleichzeitig auf. Dieses Verfahren setzt jedoch voraus, daß beide Bilder für die Entstehung gleiche oder annähernd gleiche Zeit benötigen. Die Untersuchung nach dem UKG-Verfahren hat den Nachteil, daß hier nur die Bewegung eines kleinen Teiles des Herzens, z.B. einer Herzklappe, dargestellt wird und es manchmal sogar nicht einwandfrei möglich ist, eine Aussage darüber zu treffen, welcher Teil des Herzens bei der Untersuchung vom Schallbündel getroffen und in seiner Bewegung dargestellt wird.

Eine wesentlich genauere Aussage über die tatsächlichen Bewegungsvorgänge des Herzens ist bei einer Darstellung im Schnittbildverfahren möglich, wobei allenfalls das Schnittbild noch durch ein EKG oder UKG ergänzt werden könnte. Will

609822/0611

2544094

man allerdings die Bewegung eines ganzen Querschnittes des Herzens unmittelbar am Bildschirm sichtbar machen, muß ein sogenanntes "schnelles" Schnittbildverfahren angewendet werden, bei dem einzelne, praktisch Momentaufnahmen darstellende Schnittbilder mit hoher Bildfolgefrequenz hergestellt werden, so daß ein bewegtes Bild sichtbar ist. Dies setzt voraus, daß das Schallbündel im darzustellenden Bereich sehr schnell bewegt wird, weil der darzustellende Bereich für jedes Bild zumindestens einmal vollständig abgetastet werden muß. In der Praxis wird das Schallbündel meist nicht parallel verschoben, sondern führt andere Bewegungen, z.B. Schwenkbewegungen, aus. Die Ablenkung des Elektronenstrahles ist mit der Bewegung des Schallbündels so gekoppelt, daß die Lage der einzelnen Bildzeilen am Bildschirm der jeweiligen Augenblickslage des Schallbündels im untersuchten Objekt entspricht. Ein Bildgenerator zur Verschiebung der Bildzeilen ist also hier nicht erforderlich, da die erforderliche Veränderung der Lage der Bildzeilen (Verschiebung oder Drehung) von der Schnittbildmechanik her zwangsweise gesteuert werden muß. Das für die gleichzeitige Darstellung von UGK und EKG bekannte Verfahren kann also bei einem schnellen Schnittbild nicht für die gleichzeitige Darstellung des EKG mit dem Schnittbild verwendet werden, da die für das bekannte Verfahren erforderliche Voraussetzung der langsamen Zeilenverschiebung und des parallelen Verlaufes der Zeilen nicht erfüllt werden kann.

Aus der DT-PS Nr. 1 258 015 ist ein Ultraschall-Schnittbildgerät bekannt, das mit einem EKG-Verstärker zu einer Funktionseinheit verbunden ist. Hier wird aber das EKG nicht angezeigt, sondern lediglich dazu verwendet, um die Schallimpulse, die in weiterer Folge zur Erzeugung des Schnittbildes dienen, jeweils genau zum Zeitpunkt der gleichen Herzphase auszulösen. Es handelt sich um ein "langsameres" Schnittbildgerät, bei dem ein Bildschirm mit langer Nachleuchtdauer Verwendung finden muß oder bei dem in einer anderen Art die einzelnen Bildelemente zunächst gespeichert und anschließend

609822/0611

2544094

zum vollständigen Bild zusammengesetzt werden. Da während jeder Herzperiode praktisch nur eine Bildzeile geschrieben werden kann, dauert die Anfertigung des vollständigen Bildes sehr viele Perioden. Durch die Auslösung der Impulse jeweils zu einer bestimmten Phase der Herzperiode entsteht vom bewegten Herzen ein ruhendes Bild, aus dem natürlich der Bewegungsablauf nicht unmittelbar erkennbar ist. Es ist damit auch unmöglich, die für die Diagnose besonders wichtigen, fallweise auftretenden aperiodischen Vorgänge im Verlauf der Herztätigkeit zu beobachten.

Aufgabe der Erfindung ist es demnach, ein Verfahren und ein zu seiner Durchführung geeignetes Gerät zu schaffen, die es ermöglichen, die an sich widersprüchlichen Forderungen zu erfüllen, Bilder, die zu ihrer Entstehung bzw. ihrem Aufbau verschieden lange Zeiten benötigen, insbesondere bewegte Ultraschall-Schnittbilder und Elektrokardiogrammkurvenzüge gleichzeitig darzustellen, wobei eine eindeutige Zuordnung der Bilder gewährleistet und im Bedarfsfall auch die Möglichkeit bestehen soll, weitere Parameter, z.B. die Lage der Schnittbildebene im Raum oder in Bezug auf den Patienten darzustellen. Aus den genannten Forderungen ergibt sich auch die besonders auftretende Schwierigkeit, nämlich einen schnell ablaufenden Vorgang (Anfertigung des Bildes eines Herzquerschnittes als "Momentaufnahme") mit einem langsamen Vorgang (Aufnahme des EKG über mindestens eine volle Herzperiode) zu kombinieren und beide Vorgänge immer vollständig sichtbar darzustellen.

Bei dem Verfahren der eingangs genannten Art besteht der erfinderische Schritt im wesentlichen darin, daß die beiden darzustellenden Bilder alternierend auf den Bildschirm der Kathodenstrahlröhre an zwei verschiedenen Stellen eingeschrieben werden, wobei die Umschaltfrequenz so hoch gewählt ist, daß zumindest das für die vollständige Darstellung längere Zeit benötigende Bild nur schrittweise aufgebaut wird und der Bildschirm mit einer Lumineszenzschicht ausgerüstet ist, die in zwei verschiedenen Farben aufleuchtet

609822/0611

und für die eine Farbe eine kurze und für die andere Farbe eine lange Nachleuchtdauer besitzt und vor jenen Teil des Bildschirms, der das die kürzere Aufbauzeit benötigende Bild zeigt, ein Farbfilter geschaltet wird, das für die Leuchtfarbe der kurz nachleuchtenden Farbe durchlässig ist, die lange nachleuchtende Farbe jedoch absorbiert.

Durch diesen erfindungsgemäßen Verfahrensschritt wird es zunächst überhaupt möglich, Bilder, die verschieden lang angezeigt werden müssen, auf einen gemeinsamen Bildschirm darzustellen. Es sei hier in Erinnerung gerufen, daß ein bewegtes Schnittbild sich aus vielen, Momentaufnahmen darstellende Einzelbilder zusammensetzt, wobei beim Neueinschreiben einer Bildzeile die vorher in dieser Bildzeile vorhandene Darstellung bereits verschwunden sein muß, wenn das Bild nicht durch Überlagerung der etwas unterschiedlichen Momentaufnahmen unscharf und verwaschen wirken soll. Der Kurvenzug des Elektrokardiogrammes soll andererseits jeweils über eine ganze Herzperiode, möglichst sogar etwas länger, sichtbar sein, um eine eindeutige Beurteilung zu ermöglichen. Beim erfindungsgemäßen Verfahren ist nun das Schnittbild wegen der Anordnung des Filters nur in der Leuchtfarbe mit der kurzen Nachleuchtdauer sichtbar. Das Elektrokardiogramm ist dagegen über wenigstens eine Herzperiode in der Leuchtfarbe mit der langen Nachleuchtdauer sichtbar und der Augenblickswert, der eine eindeutige Zuordnung der jeweils dargestellten Schnittbildphase zum Elektrokardiogramm ermöglicht, ist durch das Aufleuchten eines punktförmigen Bereiches auf der EKG-Kurve in der Leuchtfarbe der kurzen Nachleuchtdauer gekennzeichnet. Auch bei schwarz-weiß-Aufnahmen des Schirmbildes, die die Farbe nicht erkennen lassen, würde dieser Vorteil nicht verloren gehen, da der leuchtende Punkt in der Aufnahme wesentlich heller erscheinen wird, als der Kurvenzug, dem er entlang gleitet. Die Erkennbarkeit der Phasenbeziehung bleibt somit auch in diesem Fall voll erhalten.

Das erfindungsgemäße Verfahren ermöglicht ähnlich wie die EKG-Darstellung auch die Darstellung weiterer Parameter oder Bilder, auch wenn sie zu ihrem Aufbau längere Zeit be-

609822/0611

nötigen, als das Schnittbild. Zumindestens theoretisch wäre es möglich, den Bildschirm der Kathodenstrahlröhre an bestimmten Stellen mit einem Phosphor langer Nachleuchtdauer und an den anderen Stellen mit einem solchen kurzer Nachleuchtdauer auszustatten. Abgesehen von den möglicherweise dabei auftretenden Herstellungsschwierigkeiten, würde bei einer solchen Röhre die Darstellung der einzelnen Bilder auf bestimmte Stellen des Bildschirmes gebunden sein und könnte nicht beliebig geändert werden. Die Herstellung einer Kathodenstrahlröhre mit einem durchgehend gleichmäßig beschichteten Leuchtschirm, der an jeder Stelle zwei Farben mit stark unterschiedlicher Nachleuchtdauer abstrahlt, ist einfacher und bietet bei der Verwendung im beschriebenen Verfahren den Vorteil, daß man die Lage des äußerlich vorgeetzten Farbfilterns und damit die Abbildungsbereiche für die einzelnen darzustellenden Bilder sofort den jeweiligen Erfordernissen entsprechend verändern kann.

Bei dem bevorzugten Anwendungsgebiet der Erfindung zeichnet sich eine weitere Ausgestaltung des Verfahrens dadurch aus, daß gleichzeitig ein den Bewegungsvorgang eines sich bewegenden Objektes, insbesondere eines Herzens, darstellendes Ultraschall-Schnittbild durch an sich bekannte Erzeugung von auf dem mit dem Farbfilter ausgestatteten Bildschirmbereich dargestellten Momentschnittbildern mittels eines quer zu seiner Achse bewegten Schallbündels in einer für die bewegte Darstellung ausreichenden Bildfolgefrequenz und ein Elektrokardiogramm aufgenommen werden und ein wenigstens über eine Herzperiode reichender Kurvenzug des Elektrokardiogrammes in einem vom Filter freigelassenen Bereich des Bildschirmes dargestellt wird, wobei dieser Kurvenzug mittels des Schreibstrahles der Kathodenstrahlröhre in sich für diesen bei der Darstellung des Schnittbildes ergebenden Pausen, insbesondere während des Zeilensprunges oder-vorschubes bzw. der Schallbündelrückführung abschnittsweise geschrieben wird.

Ein Gerät zur Durchführung des Verfahrens zeichnet sich dadurch aus, daß am Bildschirm dem Schnittbild und einem darstellbaren Elektrokardiogramm-Kurvenzug verschiedene Be-

reiche zugeordnet sind, ein zwei verschiedene Farben unterschiedlicher Nachleuchtdauer ausstrahlender Bildschirm vorgesehen ist, der mit einem oder mehreren Phosphoren beschichtet sein kann und der der Schnittbilddarstellung dienende Bereich durch ein im wesentlichen die Leuchtfarbe mit der kürzeren Nachleuchtdauer durchlässiges Filter abdeckbar ist, wobei zur gleichzeitigen Darstellung der Sichtbarmachung des Schnittbildes und des Elektrokardiogramm-Kurvenzuges zusätzlich zu dem z.B. die Horizontalablenkung des Schreibstrahles beim Schnittbildaufbau steuernden Kippgenerator (Zeilengenerator) des Schnittbildgerätes mit gegenüber der Bildfolgefrequenz des Schnittbildes hoher Kippfrequenz ein dem Elektrokardiogrammverstärker zugeordneter Kippgenerator mit niedriger als die Herzfrequenz gehaltener Kippfrequenz für die Zeitablenkung bei der Darstellung des Elektrokardiogramm-Kurvenzuges sowie ein elektronischer Umschalter vorgesehen ist, der die Kathodenstrahlröhre mit einer im Verhältnis zur Bildfolgefrequenz des Schnittbildgerätes hohen Umschaltfrequenz abwechselnd mit dem Schnittbildgerät und dem durch den Kippgenerator ergänzten Elektrokardiogrammverstärker verbindet, und weiterhin ein auf die Umschaltfrequenz synchronisierte Einrichtung zur Hellsteuerung des Schreibstrahles vorgesehen ist.

Nach einer weiteren Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Gerätes kann zur zusätzlichen Darstellung eines weiteren Untersuchungsparameters auf einem Bereich des Bildschirms dem elektronischen Umschalter ein vorzugsweise mit ihm synchronisierter, mit halber Schaltfrequenz arbeitender weiterer Umschalter nachgeordnet sein, der wechselweise auf die Elektrokardiogrammeinheit und einen Untersuchungsparameter in Form einer für die Darstellung geeigneten elektrischen Größe abgebenden Aufnehmer oder Umformer schaltet.

Weitere Einzelheiten und Vorteile des Erfindungsgegenstandes gehen aus nachfolgender Zeichnungsbeschreibung hervor.

2544094

In der Zeichnung ist der Erfindungsgegenstand beispielsweise veranschaulicht. Es zeigt

Fig. 1 das Blockschalt-schema des wesentlichen Teiles eines erfindungsgemäßen Gerätes,

Fig. 2 ein zugehöriges Zeitdiagramm zur Erläuterung der verschiedenen Arbeitstakte,

Fig. 3 schematisiert eine mögliche Schirmbilddarstellung bei Vornahme einer Herzuntersuchung und

Fig. 4 die Bewegung des Schreibstrahles bei Zeichnung der Darstellung nach Fig. 3.

Das Gerät nach Fig. 1 weist vier Schaltgruppen auf, die im Schalt-schema durch vier von strichpunktierten Linien umgrenzte Einheiten a - d angedeutet wurden. Die Einheit a stellt ein Ultraschall-Schnittbildgerät, die Einheit b eine Einheit zur Anzeige eines bestimmten Parameters, die Einheit c einen EKG-Teil und die Einheit d eine Steuereinheit dar. Eine an sich einen Bestandteil eines herkömmlichen Schnittbildgerätes bildende Schnittbildmechanik E ist beim dargestellten Ausführungsbeispiel auch Bestandteil der Einheit b, wenn, wie in der Folge noch beschrieben wird, der darzustellende Parameter Auskunft über die Lage der Schnittebene, z.B. über den Winkel der Schnittebene geben soll, der durch die Mechanik E bestimmt ist.

Die Schnittbildeinheit a besitzt einen Taktgeber B, der einerseits über eine Leitung 2 einen Kippgenerator A (Kipp I) steuert und andererseits über eine Leitung 4 einen Sender C zur Ausgabe von Impulsen veranlaßt. Der Kippgenerator A stellt den die für die Zeitablenkung bei der Darstellung des Schnittbildes erforderliche Kippspannung erzeugenden Zeilengenerator dar. Die Frequenz dieser Kippspannung liegt üblicherweise in der Größenordnung von kHz. Die vom Sender C abgegebenen Impulse werden über die Leitungen 5 und 8 einem Schallkopf zugeführt und dort in Schallimpulse umgewandelt, die als Schallbündel in ein zu untersuchendes Objekt eingeleitet werden. Der Schallkopf S ist mit der Schnittbildmechanik E fest verbunden, die z.B. den Schallkopf in einer vorgewählten Bildebene hin- und hergehend antreibt bzw. eine

609822/0611

Schwenkverstellung des Schallkopfes S durchführt, so daß das Schallbündel eine vorgewählte Schnittbildebene im Objekt bestreicht. An Stelle der Mechanik E könnte auch ein elektronischer Umschalter vorhanden sein, der bei Verwendung eines Mehrfachschallkopfes die einzelnen Elemente nacheinander anschaltet, so daß das Schallbündel von Element zu Element springt. Die Mechanik E besitzt Aufnehmer, welche der augenblicklichen Stellung des Schallkopfes S und damit des Schallbündels in der Schnittebene entsprechende elektrische Größen abgeben, die über eine Leitung 12 einer Ablenkeinheit H (Ablenk I) zugeführt werden. Diese Einheit H erhält überdies über eine Leitung 1a die Kippspannung des Kippgenerators A und bestimmt aus diesen Größen die Ablenkspannung für den Elektronenstrahl einer Kathodenstrahlröhre in der Weise, daß die Lage der jeweils am Bildschirm geschriebenen Bildzeile der Augenblickslage des Schallbündels im untersuchten Objekt entspricht. Diese Ablenkspannungen werden über die Leitung 6 abgegeben.

Der Schallkopf S empfängt zu den ausgesandten Schallimpulsen Echosignale, die von ihm wieder in elektrische Signale umgewandelt werden und über die Leitungen 8 und 9 einem Empfänger D des Schnittbildgerätes a zugeführt, verstärkt und in dieser Form über die Leitung 10 zur Helligkeitssteuerung der Kathodenstrahlröhre verwendet werden.

Die Einheit b zur Darstellung des Meßparameters soll im vorliegenden Fall den Winkel der Schnittbildebene zu einer festen Bezugsebene angeben. Dieser Winkel hängt von der Einstellung der Mechanik E ab, wobei die Mechanik E mit Aufnehmern versehen ist, die diesem Winkel entsprechende Größen abgeben. Diese Größen werden über eine Leitung 13 einer Ablenkeinheit J (Ablenk II) übermittelt, die aus ihnen die erforderlichen Ablenkspannungen für den Elektronenstrahl der Kathodenstrahlröhre so bestimmt, daß die Ablenkspannung für die x-Richtung eine dem anzuzeigenden Wert entsprechende Größe erhält, die Ablenkspannung für die y-Richtung hingegen einen festen Wert erhält, der die Höhenlage der Anzeige am Bildschirm bestimmt. Es ist natürlich ohne weiteres möglich,

auch andere Parameter als den Winkel der Schnittbildebene anzuzeigen. Es ist nur notwendig, den jeweils anzuzeigenden Parameter über geeignete Aufnehmer und Umformer zu erfassen und in eine für die Darstellung geeignete elektrische Größe zu bringen, die dann der Ablenkeinheit J zugeführt wird.

Die EKG-Einheit c besitzt einen Empfänger G (EKG), der die von EKG-Elektroden aufgenommenen Signale verstärkt und einerseits über eine Leitung 18 einem Kippgenerator F (Kipp II) sowie andererseits über eine Leitung 20 einer Ablenkeinheit K (Ablenk III) zuführt. Im Kippgenerator F dienen die EKG-Signale zur Triggerung der Kippfrequenz, die sehr niedrig (kleiner als 1 Hz) ist und für das Schreiben des EKG dient. Diese langsame Kippspannung wird über die Leitung 16 der Ablenkeinheit K zugeführt, die in weiterer Folge aus dieser Kippspannung die Ablenkung des Elektronenstrahles in x-Richtung bestimmt, wogegen die Ablenkung in y-Richtung durch die über die Leitung 20 zugeführten EKG-Signale erfolgt. Diesen Signalen wird noch zweckmäßigerweise eine fest eingestellte Gleichspannung hinzugefügt, womit die Höhenlage des EKG am Bildschirm festgelegt ist.

Das Zusammenspiel der Einheiten a-c wird durch die Steuereinheit d bewirkt. Diese Steuereinheit besitzt zwei elektronische Umschalter M und L sowie eine Helltaststeuereinrichtung N. Dabei wird der elektronische Umschalter M über die Leitungen 1c und 3a so gesteuert, daß er beim Eintreffen eines Impulses vom Taktgeber B die Leitungen 6 und 7 verbindet, bei Eintreffen der Rückkippflanke vom Kippgenerator A aber die Leitungen 7 und 15 zusammenschaltet. Damit ist also die Kathodenstrahlröhre während des Ansteigens der Kippspannung im Kippgenerator A mit dem Ultraschallgerät verbunden und schreibt eine Zeile des Schnittbildes. In der Pause zum nächsten Kippvorgang erfolgt jeweils eine Verbindung zum elektronischen Schalter L. Die Helltasteinrichtung N wird ebenfalls vom Kippgenerator A und vom Taktgeber B gesteuert. Der vom Taktgeber B

2544094

kommende Impuls bewirkt eine Dunkelsteuerung und die vom Empfänger D über die Leitung 10 zugeführten Impulse bewirken für die jeweilige Impulsdauer eine Helltastung, so daß der jeweilige Impuls als Punkt oder Linie in der jeweiligen Zeile des Bildschirmes geschrieben wird. Durch die Rückkipppflanke der Kippspannung vom Kippgenerator A erfolgt eine Helltastung der Steuereinrichtung N, die bis zum Eintreffen des nächsten Impulses vom Taktgeber B anhält. Der Beginn dieser Helltastung wird aus später noch darzulegenden Gründen gegenüber der auslösenden Rückkipppflanke etwas verzögert. Der elektronische Schalter L wird von der Rückkipppflanke der vom Kippgenerator A abgegebenen Kippspannung so gesteuert, daß er die Leitung 15 abwechselnd mit der Leitung 14 und 17 verbindet. Dadurch wird in der einen Pause zwischen zwei Kippvorgängen die EKG-Einheit c und in der nächsten Pause die Einheit b mit der Kathodenstrahlröhre verbunden. Wegen der hohen Kippfrequenz entsteht dabei der visuelle Eindruck einer ununterbrochenen Anzeige, der noch durch eine entsprechende Nachleuchtdauer der Kathodenstrahlröhre unterstützt werden kann.

Fig. 2 stellt den Zeitplan der Funktion dieser Anordnung dar. Die in den Linien A, F und E stark ausgezogenen Teile repräsentieren die Zeit, in der die entsprechende Schaltgruppe mit der Kathodenstrahlröhre verbunden ist. Die Linie B stellt zunächst die Impulsfrequenz des Taktgebers B dar, der mit jedem Impuls einen Kippvorgang im Kippgenerator A (Zeilengenerator) auslöst (Linie A) und die EKG-Darstellung (Linie F) bzw. Parameterdarstellung (Linie E) beendet. Gleichzeitig beendet er den Helltastimpuls der Helltasteinrichtung (Linie N). Die Rückkipppflanke der Kippspannung schaltet abwechselnd den EKG-Teil (Linie F) und den Teil für die Parameteranzeige (Linie E) an die Kathodenstrahlröhre. Gleichzeitig wird die Helltastung (Linie N) ausgelöst. Während des Anstieges der Kippspannung im Zeilengenerator erfolgt eine Dunkeltastung, die nur durch die eintreffenden Echosignale für die Zeitdauer dieser Signale unterbrochen wird (Linie N).

609822/0611

Die Funktionsweise der beschriebenen Einrichtung ist folgende: Zunächst wird eine Zeile des Schnittbildes auf den Bildschirm geschrieben, dann erfolgt eine Umschaltung auf die EKG-Darstellung, wobei allerdings nur ein sehr kleiner Teil des EKG geschrieben wird (Phase c), da die Zeitdauer für diese Schaltphase nur in der Größenordnung von Mikro- oder Millisekunden liegt. Hierauf wird zurück geschaltet und eine weitere Zeile des Schnittbildes (Phase a) geschrieben. Anschließend erfolgt eine Umschaltung zur Parameterdarstellung (Phase b) und dann beginnt mit dem Rückschalten zum Schreiben der nächsten Zeile des Schnittbildes der Schaltzyklus wieder von vorne. Während der Umschaltung auf die verschiedenen Schreibvorgänge springt der Elektronenstrahl auf die entsprechenden Stellen am Bildschirm. Damit diese Sprungbahn nicht sichtbar ist, wird der Helltastimpuls, wie bereits erwähnt, zweckmäßigerweise gegenüber dem Umschaltvorgang etwas verzögert, so daß der Bildpunkt am Bildschirm erst aufleuchtet, wenn der Elektronenstrahl den Sprungvorgang bereits beendet hat.

Zum Verständnis der folgenden Erörterungen muß darauf hingewiesen werden, daß im Zeitdiagramm Fig.2 das Verhältnis der Kippfrequenzen des Kippgenerators A und des Kippgenerators F falsch dargestellt wurde, um einen besseren Überblick zu erhalten. Während dieses Verhältnis in der Zeichnung Fig.2 etwa mit 1:5 gewählt wurde, beträgt es in Wirklichkeit etwa 1:5000. Dies bedeutet, daß die einzelnen Schreibpunkte, aus denen die Linie zur Darstellung des EKG gebildet wird, nicht so weit auseinanderliegen, wie aufgrund der Zeichnung angenommen werden könnte. Bei einer Frequenz des Kippgenerators A von 5 kHz und einer solchen des Kippgenerators F von 1 Hz würde sich die EKG-Linie aus 2500 Punkten zusammensetzen. Nimmt man eine Länge des EKG in x-Richtung von 5 cm an, so beträgt der horizontale Punktabstand 0,02 mm. Dies ist

weniger als die übliche Größe eines Lichtpunktes am Bildschirm. Dies bedeutet, daß sich die einzelnen Lichtpunkte überlagern werden und dadurch der Eindruck einer geschlossenen Linie entsteht.

Durch die gewählte alternierende Schreibweise wird außerdem erreicht, daß die Lage des eben aufleuchtenden Lichtpunktes im EKG-Kurvenzug die Phase angibt, zu der das gleichzeitig aufscheinende Schnittbild gehört.-

Zur Durchführung des Verfahrens ist jedoch noch eine weitere Maßnahme erforderlich, die in folgendem Umstand begründet liegt: Bei der Schnittbilddarstellung werden in Bruchteilen von Sekunden nacheinander verschiedene Bilder - entsprechend der Bewegung des Herzens - am Bildschirm sichtbar. Um eine unscharfe Darstellung zu vermeiden, darf keine Übereinanderprojektion der einzelnen Bilder erfolgen. Dies bedeutet, daß ein Bild verschwunden sein muß, wenn das nächste Bild geschrieben wird. Dies bedingt an sich eine Kathodenstrahlröhre mit einer kurzen Nachleuchtdauer. Auf dem Schirm der gleichen Kathodenstrahlröhre wird jedoch auch das EKG geschrieben. Für die Anfertigung eines vollständigen Linienzuges wird jedoch eine Zeit von etwa einer Sekunde benötigt. Will man nicht nur den sich bewegenden leuchtenden Punkt, sondern die ganze Linie des EKG sehen, so wäre hier eine Kathodenstrahlröhre mit extrem langer Nachleuchtdauer wünschenswert. Um die sich scheinbar widersprechenden Forderungen mit einer Röhre zu erfüllen, wird eine Kathodenstrahlröhre verwendet, deren Bildschirm bei Anregung zwei verschiedene Farben ausstrahlt, die stark unterschiedliche Nachleuchtdauer besitzen. Vor den Teil der Bildröhre, auf dem das Schnittbild erscheint, wird ein Farbfilter gegeben, das die lang nachleuchtende Farbe absorbiert und nur die Farbe mit der kurzen Nachleuchtdauer durchläßt. Man wird auf diese Weise immer nur das Aufleuchten der Farbe mit der kurzen Nachleuchtdauer sehen und das lange Nachleuchten, das das Bild unscharf machen würde, wird unterdrückt. Die Teile des Bildschirms, auf denen langsam entstehende Bilder auftreten, die sich

nicht rasch ändern, bleiben vom Filter unbedeckt, wodurch das Nachleuchten voll zur Wirkung kommt.

In Fig.3 ist das sich ergebende Schirmbild dargestellt. Der Bildschirm 21 ist zum Teil durch den Farbfilter 22 abgedeckt. Unter diesem Filter erscheint das Schnittbild 23. In einem nicht vom Filter überdeckten Teil befindet sich eine feste Skala 24. Ein heller Punkt 25, der durch den Elektronenstrahl erzeugt wird, gibt den Wert des eingestellten Parameters (z.B. Winkel der Schnittebene) an. Auf einem anderen Teil des Bildschirms ist das EKG sichtbar, wobei ein in dieser EKG-Linie hell in der kurz nachleuchtenden Farbe aufleuchtender Punkt 27, der langsam die Linie entlangläuft, die Phase im EKG markiert, zu der das augenblicklich sichtbare Schnittbild gehört.

Fig.4 zeigt das gleiche Schirmbild ohne die Vorsatzskala und den Farbfilter, jedoch mit einer Angabe des Bewegungsablaufes des Schreibstrahles. Die dünnen, strichlierten Linien bedeuten den Teil der Schreiblinie, der wegen der Dunkelastung nicht sichtbar ist. Die dicken Punkte geben die infolge Hellastung sichtbaren Stellen am Bildschirm an und die Pfeile zeigen die Bewegungsrichtung. Der Schreibstrahl schreibt zuerst die Bildzeile 28 von links nach rechts, wobei er dabei an den Stellen 28a und 28b hell getastet wird. Hierauf springt der Schreibstrahl auf die EKG-Linie 29, wo er jedoch nur den kurzen Abschnitt 29a schreibt. Dann springt er wieder nach oben und schreibt die Bildzeile 30 mit den hellen Punkten 30a und 30b. Nach Beendigung dieser Zeile springt er zum Punkt 31, der den Parameter anzeigt und kehrt dann zur Bildzeile 32 zurück, auf der er die Punkte 32a und 32b erzeugt. Hierauf springt er wieder zur EKG-Linie und schreibt dort den nächsten Abschnitt 29b, worauf er wieder zum Schreiben der nächsten, nicht mehr eingezeichneten Bildzeile übergeht. Dieser Vorgang wiederholt sich

zyklisch. In Fig.4 wurden die Abstände, ebenso wie in Fig.2, der Deutlichkeit halber stark vergrößert, gezeichnet. In Wirklichkeit liegen die einzelnen Bildzeilen knapp aneinander und auch die Punkte auf der EKG-Linie sind viel kürzer und liegen praktisch ohne Zwischenraum aneinander.

In einer Erweiterung des beschriebenen Verfahrens ist es möglich, die Schirmbildanzeige laufend in einen Videorekorder zu speichern und dieses Band später mit stark herabgesetzter Geschwindigkeit abzuspielen, wodurch ein Zeitlupeneffekt entsteht, der eine genauere Beobachtung des Bewegungsablaufes gestattet, ohne daß dabei die zeitliche Zusammengehörigkeit der einzelnen Anzeigen gestört wird. Man könnte selbstverständlich dann auch das Band bei irgendwelchen Bildern vollständig anhalten und würde so ein stehendes Bild erhalten, das in Ruhe betrachtet oder ausgemessen werden kann, wobei auch auf diesem Bild die zeitliche Beziehung der verschiedenen Darstellungen jederzeit erkennbar ist.

Patentanwälte
Dipl.-Ing. E. Eder
Dipl.-Ing. K. Schieschke
8 München 10, Elisabethstraße 34

P a t e n t a n s p r ü c h e :

1. Verfahren zur gleichzeitigen Darstellung von zu ihrer Entstehung verschieden lange Zeiten benötigenden Bildern auf dem Bildschirm einer Kathodenstrahlröhre, insbesondere zur gleichzeitigen Darstellung eines Ultraschall-Schnittbildes und eines Elektrokardiogrammkurvenzuges, dadurch gekennzeichnet, daß die Bilder (23,25,26) auf verschiedenen Bereichen eines mit zwei eine unterschiedliche Nachleuchtdauer und unterschiedliche Leuchtfarben aufweisenden Phosphoren ausgestatteten Bildschirms (21) in den zu ihrem Aufbau erforderlichen Zeiten erzeugt werden und dabei vor jenem Bildschirmbereich, auf dem das die kürzere Aufbauzeit benötigende Bild (23) erzeugt wird, ein Farbfilter (22) geschaltet wird, das für die Leuchtfarbe des die kurze Nachleuchtdauer aufweisenden Phosphors durchlässig ist, die Leuchtfarbe des anderen Phosphors aber stark absorbiert.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß gleichzeitig ein den Bewegungsvorgang eines sich bewegenden Objektes, insbesondere eines Herzens, darstellendes Ultraschall -Schnittbild (23) durch an sich bekannte Erzeugung von auf dem mit dem Farbfilter ausgestatteten Bildschirmbereich dargestellten Momentschnittbildern mittels eines quer zu seiner Achse bewegten Schallbündels in einer für die bewegte Darstellung ausreichenden Bildfolgefrequenz und ein Elektrokardiogramm aufgenommen werden und ein wenigstens über eine Herzperiode reichender Kurvenzug (26) des Elektrokardiogrammes in einem vom Filter (22) freigelassenen Bereich des Bildschirms (21) dargestellt wird, wobei dieser Kurvenzug mittels des Schreibstrahles der Kathodenstrahlröhre in sich für diesen bei der Darstellung des Schnittbildes ergebenden Pausen, insbesondere während des Zeilensprunges bzw. der Schallbündelrückführung abschnittsweise geschrieben wird.

3. Gerät zur Durchführung des Verfahrens nach den Ansprüchen 1 und 2, mit einem eine Kathodenstrahlröhre mit Bildschirm aufweisenden Ultraschalluntersuchungsgerät, einer Schnittbildmechanik zur vorzugsweise hin- und hergehenden Verstellung eines Schallkopfes od.dgl. in einer vorbestimmten oder vorwählbaren Richtung und einem Elektrokardiogrammverstärker, dadurch gekennzeichnet, daß am Bildschirm (21) dem Schnittbild (23) und einem darstellbaren Elektrokardiogramm-Kurvenzug (26) verschiedene Bereiche zugeordnet sind, der Bildschirm mit zwei verschiedene Nachleuchtfarben und eine unterschiedliche Nachleuchtdauer aufweisenden Phosphoren beschichtet und der der Schnittbilddarstellung dienende Bereich durch ein im wesentlichen nur für die Leuchtfarbe des die kürzere Nachleuchtdauer aufweisenden Phosphors durchlässiges Filter (22) abdeckbar ist, wobei zur gleichzeitigen Darstellung bzw. Sichtbarmachung des Schnittbildes und des Elektrokardiogramm-Kurvenzuges zusätzlich zu dem z.B. die Horizontalablenkung des Schreibstrahles beim Schnittbildaufbau steuernden Kippgenerator (A) des Schnittbildgerätes (a) mit gegenüber der Bildfolgefrequenz hoher Kippfrequenz ein dem Elektrokardiogrammverstärker (G) zugeordneter Kippgenerator (F) mit niedriger als die Herzfrequenz gehaltener Kippfrequenz für die Zeitablenkung bei der Darstellung des Elektrokardiogramm-Kurvenzuges sowie ein elektronischer Umschalter (M) vorgesehen ist, der die Kathodenstrahlröhre mit einer im Verhältnis zur Bildfolgefrequenz des Schnittbildgerätes hohen Umschaltfrequenz abwechselnd mit dem Schnittbildgerät (a) und dem durch den Kippgenerator ergänzten Elektrokardiogrammverstärker (G) verbindet, und weiterhin eine auf die Umschaltfrequenz synchronisierte Einrichtung (N) zur Hellsteuerung des Schreibstrahles vorgesehen ist.

4. Gerät nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß zur zusätzlichen Darstellung eines weiteren Untersuchungsparameters (25) auf einem Bereich des Bildschirmes

(21) dem elektronischen Umschalter (M) ein vorzugsweise mit ihm synchronisierter, mit der halben Schaltfrequenz arbeitender weiterer Umschalter (2) nachgeordnet ist, der wechselweise auf die Elektrokardiogrammeinheit (C) und eine den Untersuchungsparameter in Form einer für die Darstellung geeigneten elektrischen Größe abgebenden Aufnehmer oder Umformer (b) schaltet.

5. Gerät nach Anspruch 3 oder 4, dadurch gekennzeichnet, daß der elektronische Umschalter (M) auf die Kippfrequenz des Schnittbildgerätes (a) synchronisiert ist.

6. Gerät nach einem der Ansprüche 3 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Hellsteuereinrichtung (N) für den Schreibstrahl ein Verzögerungsglied aufweist, welches beim Umschaltvorgang die Hellsteuerung um die für das Umspringen des Elektronenstrahles auf die verschiedenen Darstellungen erforderliche Zeit verzögert.

7. Gerät nach einem der Ansprüche 3 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß dem Bildschirm (21) ein Video-Rekorder zugeordnet ist, so daß die Bildschirmdarstellung aufgenommen und, gegebenenfalls mit gegenüber der Aufnahmege-
schwindigkeit veränderter Wiedergabegeschwindigkeit, auf einem Monitor od.dgl. dargestellt werden kann.

Patentanwälte
Dipl.-Ing. E. Eder
Dipl.-Ing. K. Schieschke
8 München 40, Ellwangerstraße 34

21
Leerseite

180455903

FIG. 3

2544094

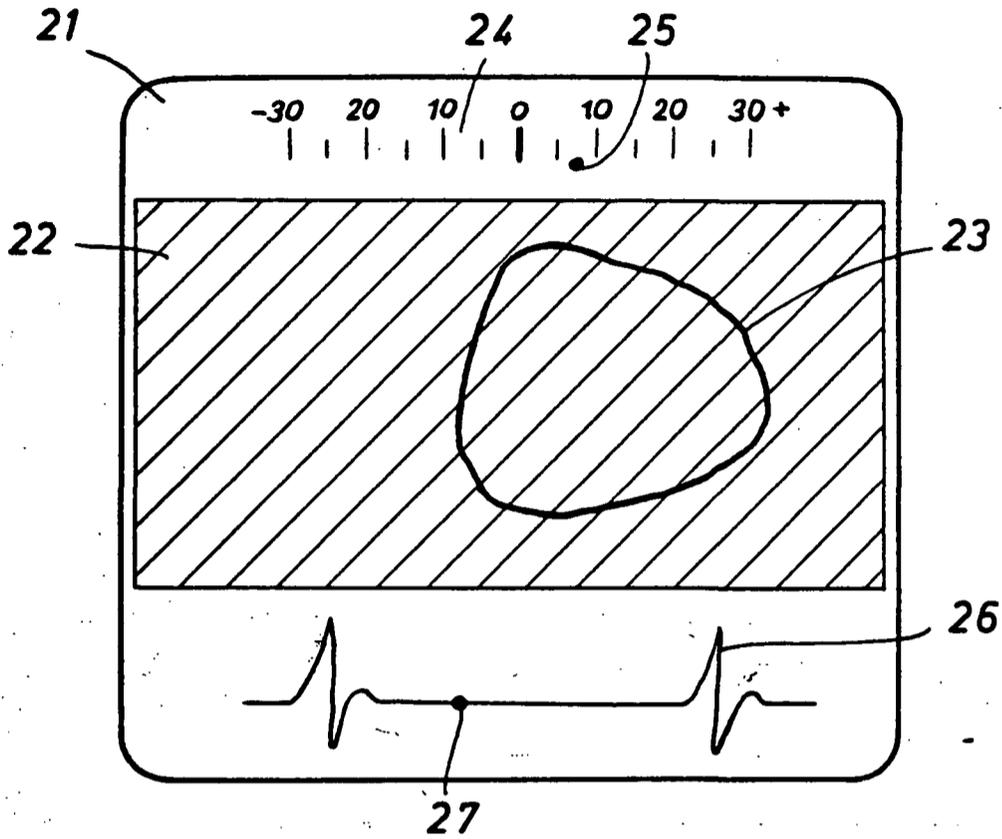
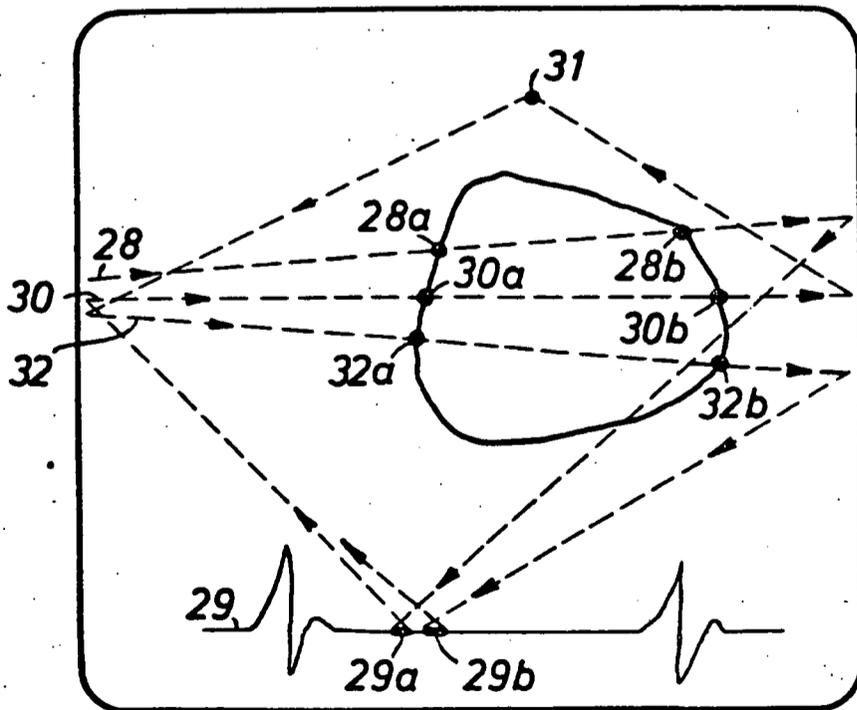


FIG. 4



609822/0611

FIG. 1

2544094

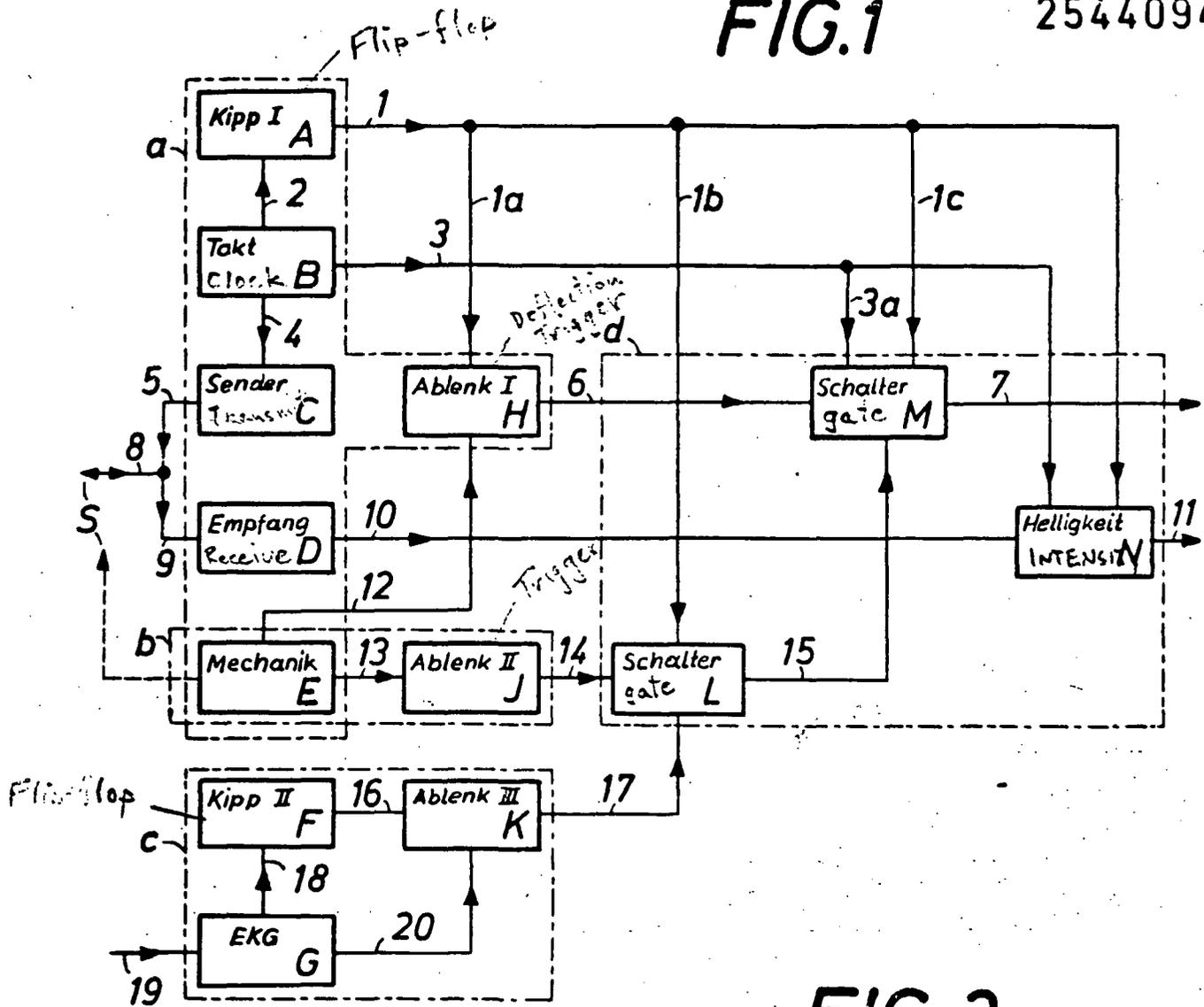
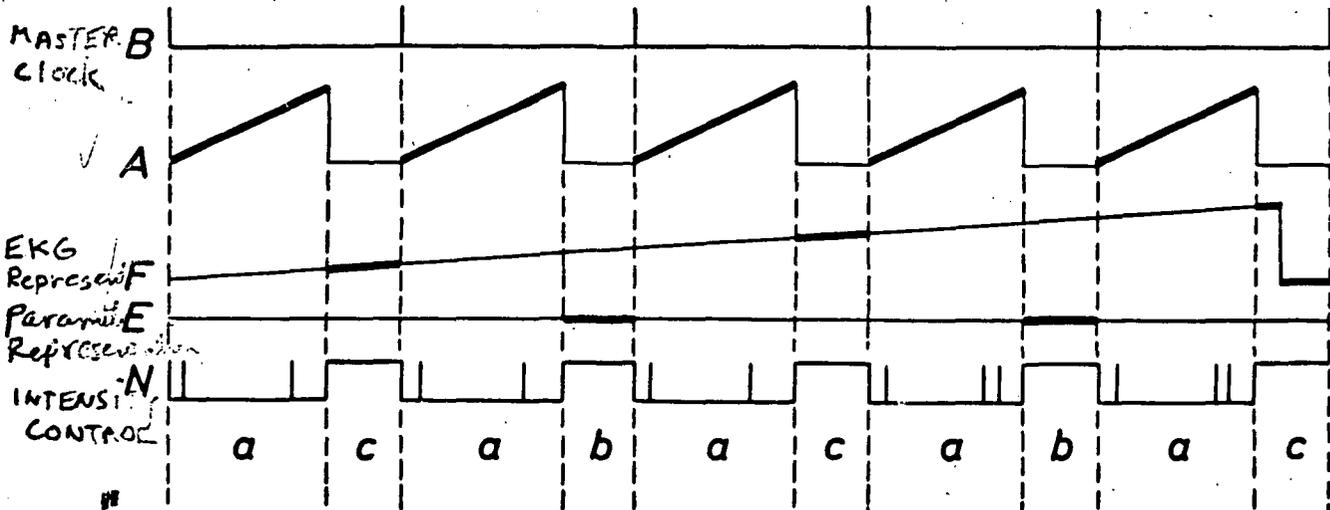


FIG. 2



609822/0611

A61B

5-00

AT:02.10.1975 OT:26.05.1976