(19) **Bundesrepublik Deutschland**
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 697 20 688 T2** 2004.01.29

(12) # Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 0 876 126 B1**
(21) Deutsches Aktenzeichen: **697 20 688.2**
(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/IL97/00026**
(96) Europäisches Aktenzeichen: **97 900 410.8**
(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 97/026822**
(86) PCT-Anmeldetag: **21.01.1997**
(87) Veröffentlichungstag der PCT-Anmeldung: **31.07.1997**
(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **11.11.1998**
(97) Veröffentlichungstag der Patenterteilung beim EPA: **09.04.2003**
(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **29.01.2004**

(51) Int Cl.[7]: **A61B 5/00**
A61B 5/113

(30) Unionspriorität:
588049 **22.01.1996** **US**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IT, LI, NL, PT, SE

(73) Patentinhaber:
Gavish, Benjamin, Mevasseret Zion, IL

(72) Erfinder:
gleich Anmelder

(74) Vertreter:
WUESTHOFF & WUESTHOFF Patent- und Rechtsanwälte, 81541 München

(54) Bezeichnung: **Modifizierung von biorhythmischen Aktivitäten**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents 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).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

GEBIET DER ERFINDUNG

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft Systeme zum Modifizieren einer Biorythmusaktivität.

HINTERGRUND DER ERFINDUNG

[0002] Verschiedene Systeme und Techniken zum Modifizieren der Biorhythmusaktivität sind vorgeschlagen worden. Es wird angenommen, dass die folgenden Patente den Stand der Technik repräsentieren: US Patent 5,267,942 von Saperston mit dem Titel „Method for Influencing Physiological Processes Through Physiologically Interactive Simuli". US Patent 4,076,281 von Gavish, dem Erfinder, mit dem Titel „Devise and Method for Effecting Rhythmic Body Activity". Weiterer relevanter Stand der Technik erscheint in der Liste der zitierten Schriften der vorgenannten Patente und in deren Abschnitten zum Hintergrund der Erfindung. US Patent 5,432,328 ebenfalls von Gavish beschreibt eine Monitorvorrichtung, die sich besonders gut für die Verwendung in der vorliegenden Erfindung eignet.

[0003] DE-A-2042535, als nächster Stand der Technik betrachtet, offenbart eine Vorrichtung, die Körperfunktionen aufnimmt und ein elektrisches Signal bereitstellt, das in Frequenz und/oder Amplitude den Körperfunktionen entspricht. Das elektrische Signal wird dann an eine Steuereinheit weitergeleitet, welche das aufgenommene Signal bezüglich der Frequenz und der Frequenz/Amplituden unverändert an einen Reizgenerator weiterleitet. Genauer offenbart dieses Dokument ein System zum Modifizieren natürlich auftretender Biorhythmusaktivität mit einem Monitor zum Analysieren der Biorhythmusaktivität eines Benutzers; einen Biorhythmusaktivitätsmodifizierer, um dem Benutzer eine Reizeingabe zu geben, und einen Treiber, der den Betrieb des Biorhythmusaktivitätsmodifizierers steuert.

[0004] DE-A-2713891 offenbart einen Rhythmusintervallgenerator, der zum Steuern an einen Reizkonturgenerator angeschlossen ist, der wiederum einen Reizapplikator zum Anwenden eines Reizes bei einem Patienten ansteuert. Messungen von Patientenreaktionssensoren werden an einen Rhythmusintervallgenerator zurückgeleitet, der unabhängig (off-line) arbeitet und Intervalldauern als unabhängige digitale Werte im Pufferspeicher erzeugt. Vorzugsweise werden die gemessenen Werte selbst nicht zurückgeleitet, sondern es wird vielmehr ein dazu analoges Signal an den Rhythmusgenerator und/oder den Steueroszillator und/oder den Reizgenerator und/oder den Reizkonturgenerator geleitet.

ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

[0005] Die vorliegende Erfindung hat zum Ziel, eine Verbesserung gegenüber den Systemen aus dem Stand der Technik bereitrustellen.

[0006] Entsprechend wird gemäß der vorliegenden Erfindung ein System zum Modifizieren natürlich vorkommender Biorhythmusaktivitäten bereitgestellt, das umfasst: einen Monitor zum Analysieren einer Biorhythmusaktivität eines Benutrers; einen Biorhythmusaktivitätsmodifizierer, um dem Benutzer eine Reizeingabe zu geben, die mindestens einen Aspekt der Biorhythmusaktivität des Benutrers nach sich zieht, und einen Treiber, der den Betrieb des Biorhythmusaktivitätsmodifizierers steuert, um mindestens eine nicht frequenzbezogene vorübergehende Charakteristik der Eingabe zum Benutzer als Reaktion auf Änderungen der Biorhythmusaktivität des Benutrers während des Betriebs des Modifizierers zu ändern.

[0007] Vorzugsweise ändert der Treiber wenigstens eine nicht frequenzbezogene Charakteristik der Eingabe zum Benutzer als Reaktion auf mindestens eine entsprechende Änderung einer nicht frequenzbezogenen Charakteristik der Biorhythmusaktivität des Benutrers während des Betriebs des Modifizierers.

[0008] Gemäß einer besonders bevorzugten Ausführung der vorliegenden Erfindung bildet die nicht frequenzbezogene Charakteristik der Eingabe zum Benutrer einen Teil eines sich wiederholenden Musters.

[0009] Vorzugsweise reagiert der Treiber auf auswählbare Bedienerbefehle, um die Art und Weise zu steuern, auf die die nicht frequenzbezogene Charakteristik der Eingabe zum Benutzer geändert wird.

[0010] Gemäß einer bevorzugten Ausführung der vorliegenden Erfindung enthält die nicht frequenzbezogene Charakteristik die Beziehung von mindestens zwei Komponenten eines allgemein sich wiederholenden Musters.

[0011] Vorzugsweise wählen die auswählbaren Bedienerbefehle mindestens eine von mehreren Beziehungen zwischen mindestens zwei Charakteristika eines allgemeinen sich wiederholenden Musters der Eingabe zum Benutrer, die modifiziert sind, aus.

[0012] Gemäß einer bevorzugten Ausführung der Erfindung reagiert der Modifizieren auch auf eine zeitliche Beziehung zwischen einem allgemein sich wiederholenden Muster in der Biorhythmusaktivität des Benutzers und einem allgemein sich wiederholenden Muster in der Eingabe zum Benutrer.

[0013] Vorzugsweise arbeitet der Treiber auf eine zumindest teilweise vorbestimmte Art und Weise.

[0014] Gemäß einer bevorzugten Ausführung der vorliegenden Erfindung umfasst das System auch einen Verschiebungsdetektor, der Eingaben von einem Monitor und dem Modifizieren empfängt und eine Verschiebungskorrektorausgabe an den Modifizieren liefert.

[0015] Gemäß einer bevorzugten Ausführung der vorliegenden Erfindung umfasst die Eingabe von dem Treiber durch einen Bedienerbefehl bestimmte Anweisungen.

[0016] Vorzugsweise wird die Verschiebungskorrek-

turausgabe als Reaktion auf die zeitliche Beziehung zwischen dem Einsetzen von ßiorhythmusaktivitätsignalen und Reizeingaben zum Benutrer geliefert.

[0017] Gemäß einer bevorzugten Ausführung der vorliegenden Erfindung wird die Verschiebungskorrekturausgabe durch Verzögern des Einsetzens von Reizeingaben zum Benutzer bereitgestellt.

[0018] Vorzugsweise wird die Verschiebungskorrekturausgabe durch Beschleunigen des Einsetzens von Reizeingaben zum Benutrer bereitgestellt.

[0019] Gemäß einer bevorzugten Ausführung der vorliegenden Erfindung bildet wenigstens eine nicht frequenzbezogene Charakteristik der Biorhythmusaktivität des Benutrers Teil eines wiederkehrenden Musters.

[0020] Die Reizeingabe kann eine Audioeingabe, eine visuelle Eingabe, eine Berührungseingabe, oder eine Kombination dieser sein.

[0021] Es wird gewürdigt, dass die verschiedenen Reizeingaben einem Benutzer individuell oder simultan in verschiedener Form gegeben werden können. So kann z. B. eine Audioeingabe mit einer visuellen und/oder einer Berührungseingabe kombiniert werden, oder zwei oder mehr Hör-, Seh- oder Berührungsreize können simultan alleine, oder zusammen mit anderen Typen von Reizen gegeben werden. Zum Beispiel kann der Hörreiz in einem Stereoformat oder der Sehreiz in einem Stereoformat gegeben werden, um dem Benutzer einen dreidimensionalen Eindruck des Reizes zu geben.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0022] Die vorliegende Erfindung wird mit Hilfe der folgenden Beschreibung vollständiger verstanden und gewürdigt, die im Zusammenhang mit den Zeichnungen steht, in denen:

[0023] **Fig.** 1 ein vereinfachtes Blockdiagramm eines Systems zum Modifizieren einer Biorhythmusaktivität ist, das gemäß einer bevorzugten Ausführung der vorliegenden Erfindung konstruiert ist und arbeitet;

[0024] **Fig.** 2 ein Flussdiagramm ist, das die Arbeitsweise eines Monitors illustriert, der in dem System von **Fig.** 1 verwendet wird;

[0025] **Fig.** 3 ein Flussdiagramm ist, das die Arbeitsweise eines Treibers illustriert, der in dem System nach **Fig.** 1 verwendet wird;

[0026] **Fig.** 4 ein Flussdiagramm ist, das die Arbeitsweise eines Biorhythmusaktivitätsmodifizierers illustriert, der in dem System nach **Fig.** 1 verwendet wird,

[0027] **Fig.** 5 ein Flussdiagramm ist, das die Arbeitsweise eines Verschiebungsdetektors illustriert, der in dem System nach **Fig.** 1 eingesetzt wird;

[0028] **Fig.** 6 eine beschriftete Darstellung eines typischerweise beobachteten Biorhythmusaktivitätssignales ist, welches einer Analyse gemäß der vorliegenden Erfindung unterworfen wird;

[0029] **Fig.** 7 eine Darstellung einer Modifikation eines typischerweise beobachteten Biorhythmusaktivitätssignals gemäß der vorliegenden Erfindung ist, wobei die Darstellung Zeitverschiebungen und deren Korrektur vernachlässigt;

[0030] **Fig.** 8 eine Darstellung einer eine Verschiebung korrigierenden Modifikation eines typischerweise beobachteten Biorhythmusaktivitätssignals gemäß der vorliegenden Erfindung ist;

[0031] **Fig.** 9A, 9B & 9C Blockdiagramme sind, die die drei alternativen Ausführungen der Struktur eines Mustergenerators darstellen, der in einer einen Hörreiz erzeugenden Version des Systems nach **Fig.** 1 eingesetzt wird, dessen Arbeitsweise allgemein in **Fig.** 4 dargestellt ist;

[0032] **Fig.** 10A und 10B Blockdiagramme sind, die zwei alternative Ausführungen der Struktur eines Mustergenerators darstellen, der in einer einen Hörreiz erzeugenden Ausführung des Systems von **Fig.** 1 eingesetzt wird, dessen Arbeitsweise allgemein in **Fig.** 4 dargestellt ist;

[0033] **Fig.** 11A und 11B Blockdiagramme sind, die zwei alternative Ausführungen eines Mustergenerators darstellen, der in einer einen Druckreiz erzeugenden Version des Systems von **Fig.** 1 eingesetzt wird, dessen Arbeitsweise allgemein in **Fig.** 1 dargestellt wird;

[0034] **Fig.** 12A und 12B Blockdiagramme sind, die zwei alternative Ausführungen eines Mustergenerators darstellen, der in einer einen elektrischen Reiz erzeugenden Version des Systems von **Fig.** 1 eingesetzt wird, dessen Arbeitsweise allgemein in **Fig.** 4 dargestellt ist;

[0035] **Fig.** 13 ein Blockdiagramm ist, das eine Ausführung eines Mustergenerators darstellt, der in einer einen Wärmereiz erzeugenden Version in dem System von **Fig.** 1 eingesetzt wird, dessen Arbeitsweise allgemein in **Fig.** 4 dargestellt ist;

[0036] **Fig.** 14 eine Darstellung eines typischen Atemsignals und einer Modifikation des Atemsignals durch die Verwendung eines Hörreizes gemäß einer bevorzugten Ausführung der vorliegenden Erfindung ist;

[0037] **Fig.** 15 eine vereinfachte Darstellung einer Biorhythmusaktivitätsmonitoreinrichtung und eines Biorhythmusaktivitätssensors ist, die gemäß einer bevorzugten Ausführung der vorliegenden Erfindung konstruiert sind und arbeiten;

[0038] **Fig.** 16A eine vereinfachte Querschnittsdarstellung eines Bereichs des Biorhythmusaktivitätssensors von **Fig.** 15 ist, die entlang der Linien XVI-XVI in **Fig.** 15 ausgeführt ist und die einen Kraftaufnehmer umfasst, der auf Kompressionsbelastung reagiert;

[0039] **Fig.** 16B eine vereinfachte Querschnittsdarstellung eines Bereichs des Biorhythmusaktivitätssensors von **Fig.** 15 ist, die entlang der Linien XVI – XVI in **Fig.** 15 ausgeführt ist und die einen Kraftaufnehmer umfasst, der auf Zugbelastung reagiert;

[0040] **Fig.** 17A, 17B und 17C vereinfachte Darstellungen eines Bereichs der Biorhythmusaktivitätsmo-

nitorvorrichtung der **Fig.** 15, 16A und 16B sind und einen dehnbaren Gürtel zeigen, der in einem Gürtelschutz angeordnet ist und gemäß einer bevorzugten Ausführung der vorliegenden Endung konstruiert ist und arbeitet;

[0041] **Fig.** 18 eine vereinfachte Querschnittsdarstellung des Bereichs eines Biorhythmusaktivitätssensors ist, der gemäß einer anderen bevorzugten Ausführung der vorliegenden Erfindung konstruiert ist und arbeitet; und

[0042] **Fig.** 19 eine vereinfachte Querschnittsdarstellung eines Bereichs eines Biorhythmusaktivitätssensors ist, der gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführung der vorliegenden Erfindung konstruiert ist und arbeitet.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG BEVORZUGTER AUSFÜHRUNGEN

[0043] Es wird jetzt zu **Fig.** 1 Bezug genommen, welche ein vereinfachtes Blockdiagramm eines Systems zum Modifizieren einer Biorhythmusaktivität darstellt, das gemäß einer bevorzugten Ausführung der vorliegenden Erfindung konstruiert ist und arbeitet.

[0044] Das System nach **Fig.** 1 umfasst bevorzugt einen Monitor **10** zum Analysieren einer Biorhythmusaktivität eines Benutzers. Monitor **10** empfängt von einem Biorhythmusaktivitätssensor **12** elektrische Signale, die eine Biorhythmusaktivität eines Individuums, hier als BAS bezeichnet, repräsentieren. Ein bevorzugter Biorhythmusaktivitätssensor ist der, der im US Patent 5,432,328 dieses Erfinders beschrieben und beansprucht ist, wobei gewürdigt wird, dass jeder andere geeignete Sensor alternativ oder zusätzlich verwendet werden kann. Die Verbindung mit dem Sensor **12** kann mittels eines Kabels oder drahtlos erfolgen.

[0045] Grundsätzlich arbeitet Monitor **12**, um Angaben als Ausgabe bereitzustellen, die eine oder mehrere Musterkomponenten der erfassten Biorhythmusaktivität des Benutzers repräsentieren. Vorzugsweise umfassen die ausgegebenen Angaben Parameterangaben PAR, die quantitativer Natur sind, und eine MONTRG Auslöserangabe, die das Timing der Komponenten des Biorhythmusmusters repräsentiert. Der Monitor **10** stellt bevorzugt auch eine Fehlerangabe ERR bereit, wenn er keine akzeptablen elektrischen Signale empfängt, die eine Biorhythmusaktivität des Benutzers repräsentieren und daher keine geeigneten Parameter und Auslöserangaben bereitstellen kann.

[0046] Der Biorhythmusaktivitätsmodifizierer **14** empfängt die Parameterangaben vom Monitor **12** und gibt dem Benutzer eine Reizeingabe, welche wenigstens einen Aspekt der Biorhythmusaktivität des Benutzers verändert. Ein Treiber **16** empfängt bevorzugt, aber nicht notwendigerweise, auch die Parameter- und Fehlerangaben PAR und ERR von dem Monitor und kann von einem Bediener bedient werden, der ein anderer sein kann als der Benutzer, um den Biorhythmusaktivitätsmodifizierer **14** zu steuern, indem er eine Anzahl von Bediensignalen eingibt, die insgesamt als MOPC bezeichnet werden, um wenigstens eine nicht frequenzbezogene Musterkomponente der Eingabe zum Benutzer in Relation zu bringen mit wenigstens einer nichtfrequenzbezogener Musterkomponente der existierenden Biorhythmusaktivität des Benutzers, die durch den Sensor **12** aufgenommen wird.

[0047] Gemäß einer bevorzugten Ausführung der Erfindung reagiert der Treiber **16** auf Bedienerbefehle, die vom Benutzer kommen können.

[0048] Gemäß einer bevorzugten Ausführung der Erfindung kann der Modifizieren **14** auch auf einer Ausgabe von einem Verschiebungsdetektor **18** reagieren. Der Verschiebungsdetektor **18** empfängt bevorzugt die MONTRG Auslöserangabe von dem Monitor **10** und eine MODTRG Auslösangabe von dem Modifizieren **14**, die das Timing der Eingabe zum Benutzer angibt. Der Verschiebungsdetektor **18** mißt das Zeitverhältnis zwischen den zwei Auslöserangaben MONTRG und MODTRG und stellt dem Biorhythmusaktivitätsmodifizierer **14** eine Zeitverschiebungsangabe SOPC zur Verfügung, die den Zeitabschnitt zwischen aufeinanderfolgenden MONTRG und MODTRG Auslöserangaben reduziert. Der Verschiebungsdetektor **18** empfängt eine Bedienerbefehlseingabe SOPC von dem Treiber **16**, der die Kriterien regelt, gemäß welcher der Verschiebungsdetektor **16** die Zeitverschiebungsangabe SFT dem Biorhythmusaktivitätsmodifizierer **14** bereitstellt.

[0049] Die MOPC Eingaben, die dem Biorhythmusaktivitätsmodifizierer **14** von dem Treiber **16** geliefert werden, regeln die Kriterien, gemäß denen Modifizieren **14** auf die dabei empfangenen PAR und SFT Angaben reagiert.

[0050] Nun wird auf **Fig.** 2 Bezug genommen, welche ein Flussdiagramm ist, das die Arbeitsweise eines Monitors darstellt, der in dem System der **Fig.** 1 eingesetzt wird. Die BAS-Signale, die von dem Biorhythmusaktivitätssensor **12** empfangen werden, werden einer Muster- und Trendanalyse unterworfen. Die Musteranalyse umfasst vorzugsweise eine Mustererkennung, die in einem Erkennen von wiederkehrenden Merkmalen in den Signalen beruht, wie beispielsweise steigende und fallende Abschnitte des Signals, und diese Merkmale in Parametern ausdrückt, die mit identifizierbaren Komponenten der physiologischen Aktivität zusammenhängen, die durch den Sensor **12** überwacht werden. Die Trendanalyse besteht aus der Identifikation von Veränderungen in einem oder mehreren Parametern in den wiederkehrenden Merkmalen, wie beispielsweise das Abfallen in der Amplitude über mehrere Signalmuster weg.

[0051] Eine Beschreibung von Muster- und Trendanalysen nach dem Stand der Technik findet sich in dem US Patent 5,076,281 dieses Erfinders. Die Muster- und Trendanalyse, die in der vorliegenden Erfin-

dung angewandt wird, geht über die im US-Patent 5,076,281 beschriebene hinaus und wird nun zusätzlich mit Bezug auf **Fig.** 6 beschrieben.

[0052] **Fig.** 6 stellt ein typisches Atemsignal dar, wie es von einem Atemsensor des Gürteltyps aufgenommen wird, wie im US Patent 5,423,328 beschrieben. Die BAS-Signale und ihre Veränderungen bezüglich Zeitveränderungen werden von einer Unterroutine bearbeitet, welche nach speziellen Punkten sucht. Im allgemeinen sind diese speziellen Punkte dort lokalisiert, wo das BAS-Signal oder die erste und zweite zeitliche Ableitung dieses Signals minimal, maximal oder null erreichen. Typische spezielle Punkte in dem Signal, das in **Fig.** 6 gezeigt ist, sind a, wo die erste Zeitableitung ein Maximum gefolgt von einem lokalen Minimum aufweist, und b, wo das BAS-Signal ein Maximum erreicht, die erste Zeitableitung null ist und die zweite Zeitableitung negativ ist.

[0053] Gemäß einer bevorzugten Ausführung der vorliegenden Erfindung werden die meisten oder alle speziellen Punkte in Echtzeit erfasst. Der Rest des BAS-Signals kann in Echtzeit analysiert werden oder für eine Nahezu-Echtzeitanalyse gespeichert werden.

[0054] Nach dem Bestimmen der Orte der speziellen Punkte wird eine Zeitverhältnisanalyse ausgeführt, um zu bestimmen, ob der Zeitabstand zwischen speziellen Punkten vorbestimmte Grenzen überschreitet. Die Zeitverhältnisanalyse wird bevorzugt an vorbestimmten speziellen Punkten ausgeführt. Die speziellen Punkte, die der Zeitverhältnisanalyse unterworfen werden, können aneinander angrenzen, oder auch nicht. Wenn die Grenzen überschritten werden, wird eine Ausgabe bereitgestellt, die Fehlerbehandlungsroutinen auslöst.

[0055] Wenn die Grenzen nicht überschritten werden, ist es notwendig festzustellen, ob der spezielle Punkt ein Anfangspunkt ist. Wurde festgestellt, dass der Punkt ein Anfangspunkt ist, wurde der Anfang eines Signalmusters aufgefunden. Obwohl gewürdigt wird, dass der Anfang abhängig von der Natur des Signals willkürlich bestimmt sein kann, kann jeder spezielle Punkt, der in der Signalumgebung unterscheidungskräftig erscheint, ausgewählt werden. In der vorliegenden Beschreibung wird auf ihn als den Beginn des Signalmusters anzeigend Bezug genommen.

[0056] Wenn der Signalanfang bestimmt ist, wird die MONTRG Signalausgabe des Monitors **10** (**Fig.** 1) dem Verschiebungsdetektor **18** zur Verfügung gestellt (**Fig.** 1). Information, die die speziellen Punkte betrifft, einschließlich ihres Ortes bezüglich des Anfangs des Musters oder anderer spezieller Punkte wird gespeichert.

[0057] Die gespeicherten speziellen Punkte werden dann verwendet, um Rohparameter zu errechnen, die schließlich verwendet werden, um die PAR Ausgaben des Monitors **10** bereitzustellen (**Fig.** 1). Beispiele von Rohparametern in einem BAS Muster mit einem ansteigenden Teil und einem fallenden Teil schließen folgende ein (**Fig.** 6):

P1(n) Musterdauer – die Zeit zwischen aufeinanderfolgenden Musteranfängen, welche die Summe ist aus P2(n) + P3(n), die im folgenden beschrieben werden, wobei n die Nummer des Musters angibt;

P2(n) Musteranstiegszeit – die Zeit zwischen Punkt a und dem folgenden Punkt b, wobei n die Nummer des Musters angibt;

P3(n) Musterabfallszeit – die Zeit zwischen Punkt b und dem folgenden Punkt a, wobei n die Nummer des Musters angibt;

P4(n) Mustermaximalamplitude – die Signalamplitude am Punkt b, gemessen bezüglich des vorhergehenden Punktes a. Es wird gewürdigt, dass zusätzliche Parameter Beziehungen zwischen den obigen Parametern sowie irgendwelchen anderen geeigneten Parametern einschließen können.

[0058] Wie in **Fig.** 2 dargestellt, können die verschiedenen Parameter, z. B. die Rohparameter, dem Bediener bei dem Arbeitsabschnitt als Bedieneranzeige angezeigt werden, wodurch dem Bediener ermöglicht wird, alle Arbeitsschritte zu steuern.

[0059] Die Rohparameter werden außerdem auf Annehmbarkeit überprüft, um zu sehen, ob sie in vorbestimmte Grenzen passen. Wenn nicht, wird eine Ausgabe geliefert, die Fehlerbehandlungsroutinen auslöst, die den Bediener einer Fehleranzeige ERR ausgeben.

[0060] Wenn die Parameter in die vorbestimmten Grenzen passen, werden als nächstes Trendparameter errechnet. Trendparameter zeigen die Änderungen in jedem der Rohparameter an und ihre relativen Beziehungen in einer Zeitserie akzeptabler Muster. Beispiele für Trendparameter schließen Veränderungen in absoluten oder relativen Werten der Parameter zwischen aufeinanderfolgenden Mustern ein.

[0061] Die Trendparameter werden dann auf Annehmbarkeit überprüft, um zu sehen, ob sie in vorbestimmte Grenzen passen. Wenn nicht, wird eine Ausgabe bereitgestellt, die Fehlerbehandlungsroutinen auslöst, die eine Fehlerangabe an eine Bedienerschnittstelle ausgeben können. Fehlerangaben werden typischerweise in den Fällen ausgegeben, in denen eine Unregelmäßigkeit in den Rohparametern oder plötzliche scharfe Änderungen in ihnen auftreten.

[0062] Solange die Roh- und Trendparameter in die vorbestimmten Grenzen passen und somit annehmbar sind, werden sie einer fortschreitenden Mittelung über eine vorbestimmte Anzahl von Mustern unterworfen. Diese fortschreitenden Mittel werden dem Modifizieren **14** und dem Treiber **16** als TAR Eingaben beliefert (**Fig.** 1).

[0063] Angaben der Roh- und Trendparameter, die in die vorbestimmten Annahmegrenzen fallen, und Fehlerangaben ERR und die fortschreitenden Mittelungen dieser Parameter werden dem Bediener ebenfalls zur Verfügung gestellt.

[0064] Nun wird auf **Fig.** 3 Bezug genommen, wel-

che ein Flussdiagramm ist, das die Arbeitsweise eines Treibers, wie beispielsweise Treiber **16**, illustriert, der in dem System nach **Fig.** 1 eingesetzt wird. Der Treiber reagiert auf Bedienerbefehle, um eine Vielzahl von Funktionaliäten bereitzustellen, wie nun beschrieben wird:

[0065] Verschiebungskorrekturstrategie – diese legt die Art fest, in welcher Verschiebungskorrekturen bewirkt werden. Verschiebungskorrekturen betreffen den Zeitunterschied zwischen dem Einsetzen jedes Musters im BAS-Signal, welches überwacht wird, und dem Einsetzen jedes korrespondierenden Signals in der Reizausgabe, die von dem Modifizieren **14** bereitgestellt wird (**Fig.** 1). Der Mechanismus der Verschiebungskorrektur wird im Folgenden mit Bezugnahme auf **Fig.** 8 genauer beschrieben.

[0066] Es wird darauf hingewiesen, dass eine Verschiebungskorrektur normalerweise nicht ausgeführt wird, wenn ein ERR Ausgabesignal vorliegt, das ein unregelmäßiges BAS-Signal anzeigt. Typische Muster, die mit der Verschiebungskorrekturstrategie behandelt werden, sind das Zeitverhältnis oder die Anzahl vergangener Muster zwischen aufeinanderfolgenden Korrekturen und die Größe der Verschiebungen, die bewirkt werden.

[0067] Fehlerbehandlungsstrategie – diese bestimmt die Art und Weise, auf welche eine Fehlerangabe an den Bediener ausgegeben wird, z. B. sichtbar, hörbar, fühlbar oder auf andere geeignete Weise.

[0068] Treiberstrategie – diese legt fest, welche Parameter verändert werden müssen, zu welchem Grad, und auf welche Weise.

[0069] Reizstrategie – diese bestimmt den allgemeinen oder spezifischen Typ oder die Typen von Reizen, die verwendet werden. Wenn Hörreize verwendet werden, können z. B. die Natur eines Klangmusters oder sogar die Identität einer Musikkomposition und ihre innere Struktur, sowie ihre Instrumentierung, eine Spektralverteilung und eine Amplitude bestimmt werden. Als ein weiteres Beispiel können, wenn Sehreize verwendet werden, die Form, Farbe, Dynamik, Intensität und Komplexität des Sehreizes ausgewählt werden.

[0070] Die Reizstrategie kann auch die Bestimmung irgendeines der vorgenannten Merkmale direkt oder indirekt basierend auf den Charakteristika des beobachteten BAS-Signals in Echtreit oder in nahezu Echtzeit umfassen, in Reaktion auf die ERR und TAR Signalausgaben des Monitors **10** (**Fig.** 1).

[0071] Einer oder mehrere Reiztypen und das Gleichgewicht zwischen ihnen kann auch ausgewählt werden. Ein unabhängig gesteuerter Muster erzeugender Metronomreiz kann auch durch den Bediener ausgewählt werden.

[0072] Der Treiber **16** stellt dem Modifizieren **14** Modifiziererbedienbefehle (MOPC) zur Verfügung, die all die oben genannten Strategieauswahlen umfassen.

[0073] Es wird nun auf **Fig.** 4 Bezug genommen, welche ein Flussdiagramm ist, das die Arbeitsweise des Modifizierers **14** darstellt, der in dem System nach **Fig.** 1 verwendet wird. Der Modifizieren **14** empfängt PAR Signale vom Monitor **10**. In der Abwesenheit solcher Signale werden Pseudo-PAR Signale erzeugt.

[0074] In der bevorzugten Ausführung der vorliegenden Erfindung sind die Pseudo-PAR Signale identisch zu den zuletzt empfangenen PAR Signalen.

[0075] Die PAR Signale und Pseudo-PAR Signale werden in dem Maße, in dem ein jedes vorhanden ist, modifiziert, um ein modifiziertes PAR (MPAR) Signal zu erzeugen, gemäß der Kriterien, die von den MOPC Eingaben repräsentierten Kriterien entsprechen, die von dem Treiber **16** empfangen wurden, gemäß der vom Bediener ausgewählten Strategien und in Übereinstimmung mit der SFT Eingabe vom Verschiebungsdetektor **18**. Die MPAR Signale werden verwendet, um Muster von Reizeingaben zum Benutrer zu erzeugen.

[0076] Gleichzeitig mit dem Erzeugen der Muster und Reizeingaben zum Benutrer stellt der Modifizieren **14** dem Verschiebungsdetektor **18** eine MODTRG Auslöserausgabe zur Verfügung, welche den Anfang jedes Musters von Reizeingaben des Benutzers angibt.

[0077] Es wird nunmehr auf **Fig.** 5 Bezug genommen, welcher die Arbeitsweise des Verschiebungsdetektors **18** der Vorrichtung von **Fig.** 1 illustriert. Der Verschiebungsdetektor **18** empfängt sowohl das MODTRG Signal von dem Modifizieren **14**, welches das Einsetren des Reizausgabemusters angibt, als auch die MONTRG Ausgabe von dem Monitor **10**, die ddas Einsetzen des überwachten BAS-Signals angibt. Der Verschiebungsdetektor **18** bestimmt das Zeitintervall zwischen den Musteranfängen, die durch diese zwei Eingaben repräsentiert werden und die bei dem Verschiebungsdetektor **18** in verschiedener Reihenfolge eintreffen können, und gibt eine Eingabe SFT aus, die angibt, ob der Reizausgabeanfang dem BAS-Signalanfang hinterhereilt und, wenn dies so ist, um wie viel.

[0078] Wenn die Reizausgabeanfänge den BAS-Signalanfängen gemäß der Angabe der SFT-Ausgabe um mehr als eine vorbestimmte Zeit hinterhereilen, lässt der Verschiebungsdetektor zu, dass die SFT-Eingabe dem Modifizieren **14** übergeben wird, wobei diese Eingabe auch von der SOPC Eingabe bestimmt wird, die von dem Betreiber **16** gemäß der ausgewählten Verschiebungskorrekturstrategie empfangen wird. Die SFT-Eingabe veranlasst den Modifizieren **16**, die Anfänge der Reizausgangsmuster so zu verschieben, dass das Maß, um welches die Reizausgabeanfängen den BAS-Signal Anfängen nacheilen, zu minimieren. Es wird gewürdigt, dass abhängig von dem Maß, um welches die Reizausgabeanfänge dem Zustand der BAS-Signalanfängen hinterhereilen und der Stabilität des BAS-Signals die gesamte notwendige Korrekturmöglicherweise nicht sofort durchgeführt wird.

[0079] Es wird nun auf **Fig.** 7 Bezug genommen,

welche eine Darstellung einer Modifikation eines typischen gemäß der vorliegenden Erfindung überwachten Biorhythmussignals ist. Zum Zwecke der Klarheit und Einfachheit der Erklärung ignoriert die Darstellung der **Fig.** 7 und die zugehörige Erläuterung Zeitverschiebungen und deren Korrekturen, die weiter unten mit Bezügen auf **Fig.** 8 erläutert werden.

[0080] **Fig.** 7 umfasst die Darstellung eines typischen BAS-Signals **100**, welches von dem Monitor **10** empfangen wird (**Fig.** 1). Im vorliegenden Beispiel kann das BAS-Signal durch ein Atemsignal dargestellt werden, das von einem Sensor des Typs, der im US Patent 5,423,328 beschrieben ist, produziert wird, wobei gewürdigt wird, dass alternativ, abhängig von dem verwendeten Sensor, das BAS-Signal jedes geeignete Signal sein kann, das eine Biorhythmusaktivität von Interesse repräsentiert.

[0081] Das BAS-Signal **100** kann als aus zwei Teilen zusammengesetzt angesehen werden, einem Einatmungsteil **102**, welcher der ansteigende Teil des Signals ist, und einem Ausatmungsteil **104**, welcher der abfallende Teil des Signals ist. Die Zeitspannen des Einatmungsteils **102** und des Ausatmungsteils **104** werden durch entsprechende schattierte und nicht schattierte Bereiche **106** und **107** dargestellt. Die Beziehung zwischen dem Einatmungsteil **102** und dem Ausatmungsteil **104** und den Parametern P2 und P3 sind angegeben, wobei P2 den Einatmungsteil repräsentiert, dessen Dauer mit den Bezugszeichen **106** bezeichnet ist, und P3 den Ausatmungsteil repräsentiert, dessen Dauer mit den Bezugszeichen **107** bezeichnet ist.

[0082] Für einige Anwendungen, z. B. Entspannung, ist es wünschenswert, P3 zu vergrößern. Dies wird vorzugsweise ohne eine entsprechende Zunahme von P2 erreicht, wodurch das Verhältnis von P3 und P2 vergrößert wird. Bei einigen anderen Anwendungen, z. B. Fitness, ist möglicherweise eine Verkürzung von P2 bevorzugt. Wenn dem Benutrer ein Hörreiz gegeben wird, repräsentiert ein erster Klang, verkörpert durch Wellenform **108**, z. B. ein Trompetengeräusch, den gewünschten Einatmungsteil und ein zweiter Klang, verkörpert durch Wellenform **109**, z. B. ein Flötenklang, den gewünschten Ausatmungsteil. Die Klangintensität wird durch die Amplitude der Wellenformen **108** und **109** repräsentiert.

[0083] Mit jedem folgenden Muster nimmt die Dauer des Flötenklangs relativ zu der Dauer des Trompetenklangs zu, so dass der Benutrer langsam die Dauer des Ausatmungsteils seiner Atmung vergrößert, sowohl absolut als auch relative zu der Dauer des Einatmungsteils seiner Atmung.

[0084] In **Fig.** 7 ist die Dauer des Teils der Hörreizeingabe zum Benutzer, der vom Benutzer mit dem Einatmen identifiziert wird, als Q2 bezeichnetwährend die Dauer des Teils der Reizeingabe zum Benutzer, der von dem Benutzer mit dem Ausatmen identifiziert werden, als Q3 bezeichnet ist. Q2 ist durch den schattierten Bereich **110** wiedergegeben, während Q3 durch den nicht schattierten Bereich **112** wiedergegeben ist. Man kann sehen, dass das Verhältnis von Q3 und Q2 mit jedem nachfolgenden Muster zunimmt.

[0085] In der bevorzugten Ausführung, die in **Fig.** 7 dargestellt ist, ist Q2 des Hörreizes, das Dauer **110** angibt, dazu vorgesehen, den Einatmungsteil **102** des BAS zu überlagern. Q2 ist gleich <P2>, dem fortschreitenden Mittel von P2, und entspricht einer bevorzugten Strategie, die von dem MOPC geliefert wurde, nämlich die Dauer **106** des Einatmungsteils **102** des Benutzers nicht zu ändern. Auf der anderen Seite wird Q2 des Hörreizes, welches die Dauer **112** angibt, so ausgewählt, dass es länger ist als der Ausatmungsteil **102** des Benutrers. Q3 ist ungefähr 0,5 bis 1 Sekunde länger als <P3>, dem fortschreitende Mittel der Ausatmungsdauer **107** des Benutzers.

[0086] Es wird gewürdigt, dass im Gegensatz zum Stand der Technik, der lediglich den Parameter P1 ändert, der Länge des gesamten Musters, die vorliegende Erfindung die relativen Längen der Teile des Musters ändert. Während dies den Effekt haben kann, dass die Dauer des gesamten Signals und damit die Frequenz des Biorhythmussignals geändert wird, betrifft die vorliegende Erfindung nichtsdestoweniger hauptsächlich die Veränderung sowohl der absoluten als auch der relativen Dauern der Abschnitte des Musters unabhängig von Änderungen der Frequenz des Biorhythmussignals. Alternativ oder zusätzlich kann die vorliegende Erfindung auch andere nicht frequenzbezogene Parameter ändern, wie z. B. die relativen Amplituden verschiedener Teile eines Musters, die zwei oder mehr Teile umfassen können.

[0087] Wie bereits bemerkt, betrifft **Fig.** 7 keine Zeitverschiebungen oder deren Korrekturen. Gemäß einer bevorzugten Ausführung der Erfindung und im Gegensatz zum Stand de Technik korrigiert die vorliegende Erfindung Zeitverschiebungen, die anderenfalls die Modifikationen, die in **Fig.** 7 beschrieben sind, nutzlos machen würden.

[0088] Der Erfinder würdigt, dass, im Gegensatz zu der Lehre gemäß dem Stand der Technik, die Reize auf der Zeitachse mit den Biorhythmussignalteilen koexistieren müssen, die sie stimulieren sollen, damit ein Mitreißeffekt eintritt. Um die vom Benutzer wahrgenommene Synchronisation zwischen den Reizen und den korrespondierenden Biorhythmussignalteilen zu verbessern, ist es notwendig, die Zeitverschiebung zu korrigieren.

[0089] Der Erfinder hat erkannt, dass die zeitbezogene Eigenschaft des Mitreißeffektes eine Modifikation des Reizes, der dem Benutzer gegeben wird, in der Zeitdomäne anstatt in der Frequenzdomäne erfordert. Modifikationen in der Zeit- und in der Frequenzdomäne sind nicht zueinander äquivalent oder reziprok wenn allgemein wiederkehrende aber nicht identische Muster betroffen sind.

[0090] Dies kann durch das Errechnen der Atemrate demonstriert werden, die durch eine Folge von Atmungen der Länge T = 4, 4, 8, 6, 3, 2 und 2 Sekunden

wiedergegeben ist.

[0091] In der Zeitdomäne ist die Atemrate durch Einhalten von Atmungen pro Minute durch 60/<T> wiedergegeben, wobei <T> die durchschnittliche Atemlänge ist, und zwar:

<4 + 4,8 + 6 + 3,2 + 2)/5 Sekunden = 4 Sekunden.

[0092] Entsprechend ist die Atemrate **15** Atmungen pro Minute.

[0093] In der Frequenzdomäne ist die Atemrate gleich dem Durchschnitt der einzelnen Atemraten, ausgedrückt als <16/Ti>, und ist hier gleich:

(60/4 + 60/4,8 + 60/6 + 60/3,2 + 60/2)/5 = 17,25 Atmungen pro Minute.

[0094] Man kann erkennen, dass die Ergebnisse der beiden Rechnungen sich in diesem Fall um 15 % unterscheiden.

[0095] Im allgemeinen ist <1/Ti> nicht gleich 1/<T>, weil kürzere Dauern bei <1/Ti> und längere Dauern bei 1/<T> dominieren.

[0096] Zeitverschiebungen zwischen den Biorhythmussignalen der Reizeingabe treten aus den folgenden Gründen auf:

1. Reaktionen in der Periodizität der Biorhythmussignale von Muster zu Muster sind wohlbekannt, aber können im vorhinein nicht für jedes einzelne Muster vorausgesagt werden. Weiter ist die Periodizität der Biorhythmussignale durch die Reize während der Anwendung der Reizeingabe beeinflusst. Entsprechend kann die Reizeingabe nicht im vorhinein so geplant werden, dass der Anfang jedes ihrer Teile präzise dem Anfang jedes individuellen Musters des Biorhythmussignals entspricht.
2. Das Timing der Reize in den Reizeingaben gründet auf Durchschnitten des vorherigen Timings überwachter Biorhythmussignale aufgrund physiologischer Ursachen. Der Benutzer benötigt einen relativ regulären und vorhersehbaren Stimulus, damit ein erfolgreicher Mitreißeffekt stattfindet. Diese Bedingungen sind im Stand der Technik allgemein nicht erfüllt.

[0097] Nun wird Bezug auf **Fig.** 8 genommen, welche eine Darstellung einer Verschiebungskorrekturmodifikation einer typischerweise gemäß der vorliegenden Erfindung überwachten Biorhythmusaktivität ist.

[0098] **Fig.** 8 umfasst eine Darstellung eines typischen BAS-Signals **200**, das von einem Monitor **10** (**Fig.** 1) empfangen wird und identisch sein kann zu dem BAS-Signal **100** aus **Fig.** 7. **Fig.** 8 umfasst auch eine Illustration eines typischen Hörreizes **210** der zwei Klangreizeingaben **208** und **209** zum Benutrer umfasst, die jeweils identisch sein können zu den Reizeingaben **108** und **109**, die in **Fig.** 7 dargestellt sind. Aus den oben genannten Gründen können die Anfänge des BAS-Signals **200** und der Reizeingabe **208** nach einem oder mehreren Mustern nicht koinzidieren, wie mit dem Bezugszeichen **202** dargestellt, wo der Anfang der Reizeingabe hinter dem Anfang des BAS-Signals um die Zeit S1 nacheilt.

[0099] Um diese Verzögerung zu kompensieren veranlasst die vorliegende Erfindung den Anfang des folgenden Reizeingabemusters, dargestellt durch Bezugszeichen **223**, sich um ein Maß D1 zu verzögern, welches gleich S1 oder ein geeignetes gewichtetes Maß abhängig von Slsein kann , so dass die Verzögerung reduziert oder eliminiert wird, wie dies bei Bezugszeichen **225** zu sehen ist. Wie zu sehen ist, wird die Verzögerung D1 des Anfangs vorzugsweise durch ein Verlängern des die Ausatmung beeinflussenden Teils des Reizsignals erreicht, welches hier das Bezugszeichen **226** trägt. Alternativ kann die Verzögerung des Einsetrens durch eine Vergrößerung der Dauer des die Einatmung beeinflussenden Teils oder beider Teile bewirkt werden.

[0100] Allgemein wird gewürdigt, dass die Art, in welcher die Anfangskorrektur, die durch die SFT Ausgabe (**Fig.** 1) geboten ist, hervorgerufen wird durch die MOPC Ausgabe an den Modifizieren **14** (**Fig.** 1) bestimmt wird.

[0101] Ähnlich können der Anfang des BAS-Signals **200** und die Reizeingabe **210** nach einem oder mehreren Mustern, wie bei Bezugszeichen **223** dargestellt, nicht zusammenfallen, wo der Anfang des Reizeingangs im Anfang des BAS-Signals um die Zeit S2 vorauseilt.

[0102] Um dieses Vorauseilen zu kompensieren, veranlasst die vorliegende Erfindung den Anfang eines folgenden Reizeingabemusters, der mit Bezugzeichen **233** bezeichnet ist, um ein Maß D2 nach hinten bewegt zu werden, welches gleich S2 oder einem geeignet gewichteten Maß abhängig von S2 sein kann, so dass das Vorauseilen eliminiert oder reduziert wird, wie dies bei Bezugszeichen **235** gezeigt ist. Das frühe Einsetzen wird bevorzugt durch ein Verringern der Dauer des das Ausatmen beeinflussenden Teils des Reizsignals erreicht, oder alternativ durch ein Reduzieren der Dauer des das Einatmen beeinflussenden Teils oder beider Teile.

[0103] Es wird gewürdigt, dass aufgrund der verschiedenen Faktoren, die das Timing des BAS-Signals und nachfolgender Muster beeinflussen, die Anfänge der BAS-Signalmuster den Reizeingabemusteranfängen in willkürlicher oder pseudowillkürlicher Art vor- oder nacheilen.

[0104] Es wird nun auf die **Fig.** 9A, 9B & 9C Bezug genommen, welche Blockdiagramme sind, die drei alternative Ausführungen der Struktur eines Mustergenerators illustrieren, der in einer einen Hörreiz erzeugenden Version des Systems von **Fig.** 1 benutzt wird, dessen Arbeitsweise allgemein in **Fig.** 4 dargestellt ist.

[0105] Speziell mit Bezugnahmen auf **Fig.** 9A ist zu sehen, dass der Mustergenerator ein Hörmustergenerator ist, der einen Sequenzen **300** einschließt, welcher die MPAR Ausgabe empfängt (**Fig.** 4). Der Sequenzen **300** hat eine Schnittstelle zu einer Mustercodespeichereinrichtung **302**, welche vorbestimmte Mustercodes speichert, die verwendet werden, um einen Klangsynthesizer **304** in Übereinstimmung mit

dem Timing und der Strategie, die durch die MPAR Eingabe vorgegeben wird, zu betreiben. Der Sequenzen **300** liefert auch die MODTRG Ausgabe an dem Verzögerungsdetektor **18** (**Fig.** 1).

[0106] Die Ausgabe des Klangsynthesizers **304** wird über einen digital/analog-Konverter (DAC) **306** und einen Verstärker **308** zu einer Audioausgabeeinrichtung geleitet, beispielsweise Lautsprechern **310**, welche den Reiz der Benutzer geben (**Fig.** 1).

[0107] Speziell Bezug nehmend auf **Fig.** 9B kann gesehen werden, dass der Mustergenerator ein Hörmustergenerator mit einem Sequenzen **320** ist, der die MPAR Ausgabe empfängt (**Fig.** 4). Der Sequenzer **320** hat eine Schnittstelle zu einer Mustercodespeichereinrichtung **322**, welche vorbestimmte Mustercodes speichert, die verwendet werden, welche vorzugsweise willkürlich zugängliche digital aufgenommene Klangsegmente sind, und die über einen Sequenzen **320** in Übereinstimmung mit dem Timing und der Strategie, die durch die MPAR Eingabe vorgegeben wird, ausgegeben werden. Der Sequenzen **320** liefert auch die MODTRG Ausgabe an dem Verzögerungsdetektor **18** (**Fig.** 1).

[0108] Die Ausgabe der Musterspeichereinrichtung **322** wird über einen digital/analog-Konverter (DAC) **326** und einen Verstärker **328** zu einer Audioausgabeeinrichtung geleitet, beispielsweise Lautsprechern **330**, welche den Reiz der Benutzer geben (**Fig.** 1).

[0109] Speziell Bezug nehmend auf **Fig.** 9C kann gesehen werden, dass der Mustergenerator ein Hörmustergenerator mit einem Zeitsteuerer **350** ist, der die MPAR Ausgabe empfängt (**Fig.** 4). Der Zeitsteuerer **350** liefert einem Klanggenerator **352** AN/AUS- und ausgewählte Befehle gemäß dem Timing und der durch die MPAR Eingabe vorgegebenen Strategie. Der Zeitsteuerer **350** stellt außerdem dem Verzögerungsdetektor **18** die MODTRG Ausgabe zur Verfügung (**Fig.** 1).

[0110] Die Ausgabe des Klanggenerators **352** wird über einen Verstärker **358** einer Audioausgabeeinrichtung wie beispielsweise Lautsprechern **360** zugeführt, welche den Reiz dem Benutzer geben (**Fig.** 1).

[0111] Es wird nun auf die **Fig.** 10A und 10B Bezug genommen, welche Blockdiagramme sind, die zwei alternative Ausführungen der Struktur eines Mustergenerators darstellen, der in einer einen visuellen Reiz erzeugenden Version des Systems aus **Fig.** 1 verwendet wird.

[0112] Speziell auf **Fig.** 10A Bezug nehmend ist zu sehen, dass der Mustergenerator einen visuellen Mustergenerator mit einem Sequenzen **370** umfasst, der die MPAR Ausgabe empfängt (**Fig.** 4). Der Sequenzen **360** ist an eine Mustercodespeichereinrichtung **372** angeschlossen, welche vorbestimmte Mustercodes speichert, um einen Videogenerator **374** gemäß dem Timing und der Strategie, die durch die MPAR Eingabe bestimmt ist, zu betreiben. Der Sequenzen **370** stellt außerdem die MODTRG Ausgabe dem Verschiebungsdetektor **18** zur Verfügung (**Fig.** 1).

[0113] Die Ausgabe des Videogenerators **374** wird einer Videoanzeige **376** zugeführt, die die Reizeingabe dem Benutzer gibt (**Fig.** 1).

[0114] Speziell Bezug nehmend auf **Fig.** 10B ist zu sehen, dass der Mustergenerator einen Videomustergenerator mit einem Zeitsteuerer **380** umfasst, der die MPAR Eingabe empfängt (**Fig.** 4). Der Zeitsteuerer **380** führt einem visuellen Mustergenerator **382** AN/AUS- und ausgewählte Befehle gemäß dem Timing und der durch die MPAR Eingabe vorgegebenen Strategie zu. Der Zeitsteuerer **380** liefert dem Verzögerungsdetektor **18** auch die MODTRG Ausgabe (**Fig.** 1).

[0115] Die Ausgabe des Videomustergenerators **382** wird einer Anzeige **384** zugeführt, vorzugsweise einer LCD Anzeige, welche die Reizeingabe dem Benutzer gibt (**Fig.** 1).

[0116] Es wird nun auf die **Fig.** 11A und 11B Bezug genommen, welches Blockdiagramme sind, die zwei alternative Ausführungen eines Mustergenerators zeigen, der in einer einen Druckreiz erzeugenden Version des Systems nach **Fig.** 1 verwendet wird.

[0117] Speziell auf **Fig.** 11A Bezug nehmend ist zu sehen, dass der Mustergenerator ein Druckmustergenerator mit einem Sequenzen **390** ist, der die MPAR Ausgabe (**Fig.** 4) empfängt. Der Sequenzen **390** ist an eine Druckmustercodespeichereinrichtung **392** angeschlossen, welche vorbestimmte Druckmustercodes speichert, welche verwendet werden, um einen gesteuerten Druckgenerator **394** gemäß dem Timing und der durch die MPAR Eingabe vorgegebenen Strategie bestimmt ist. Der Sequenzen **390** stellt dem Verschiebungsdetektor **380** außerdem die MODTRG Ausgabe zur Verfügung (**Fig.** 1).

[0118] Die Ausgabe des gesteuerten Druckgenerators **394** wird einer Druckanwendungseinrichtung **396** zugeführt, welche den Druckreiz dem Benutzer gibt (**Fig.** 1).

[0119] Speziell Bezug nehmend auf **Fig.** 11B ist zu sehen, dass der Mustergenerator ein Druckmustergenerator mit einem Zeitsteuerer **400** ist, der die MPAR Ausgabe (**Fig.** 4) empfängt. Der Zeitsteuerer **400** liefert einem gesteuerten Druckgenerator **402** AN/AUS- und Auswahlbefehle gemäß dem Timing und der durch die MPAR vorgegebenen Strategie. Der Zeitsteuerer **400** liefert dem Verschiebungsdetektor **18** auch die MODTRG Ausgabe (**Fig.** 1).

[0120] Die Ausgabe des Druckmustergenerators **402** wird einer Druckanwendungseinrichtung **402** zugeführt, vorzugsweise einer Manschette oder einer anderen taktilen Ausgabeeinrichtung, welche die Reizeingabe dem Benutzer gibt (**Fig.** 1).

[0121] Nun wird auf **Fig.** 12A und 12B Bezug genommen, welche Blockdiagramme sind, die zwei alternative Ausführungen eines Mustergenerators darstellen, der in einer einen elektrischen Stimulus erzeugenden Version des Systems von **Fig.** 1 verwendet wird.

[0122] Speziell Bezug nehmend auf **Fig.** 12A ist zu sehen, dass der Mustergenerator ein elektrischer

Mustergenerator mit einem Sequenzen **210** ist, welcher die MPAR Ausgabe empfängt (**Fig.** 4). Der Sequenzen **410** ist an eine elektrische Mustercodespeichereinrichtung **412** angeschlossen, welche vorbestimmte elektrische Mustercodes speichert, die verwendet werden, um ein Strommustergenerator **412** gemäß dem Timing und der durch die MPAR Ausgabe vorgegebenen Strategie zu betreiben. Der Sequenzen **410** stellt dem Verschiebungsdetektor **18** auch die MODTRG Ausgabe zur Verfügung (**Fig.** 1).

[0123] Die Ausgabe des Strommustergenerators **414** wird einer elektrischen Impulsanwendungsvorrichtung, wie beispielsweise Elektroden **416**, zugeführt, welche dem Benutzer eine Reizeingabe liefern (**Fig.** 1).

[0124] Speziell Bezug nehmend auf **Fig.** 12B ist zu sehen, dass der Mustergenerator ein elektrischer Mustergenerator mit einem Zeitsteuerer **420** ist, welcher die MPAR Eingabe (**Fig.** 4) empfängt. Der Zeitsteuerer **420** liefert dem Strommustergenerator **422** AN/AUS- und Auswahlbefehle gemäß dem Timing und der von der MPAR Eingabe vorgegebenen Strategie. Der Zeitsteuerer **420** liefert dem Verschiebungsdetektor **18** (**Fig.** 1) außerdem die MODTRG Ausgabe.

[0125] Die Ausgabe des elektrischen Mustergenerators **422** wird einer elektrischen Pulsanwendungseinrichtung, beispielsweise Elektroden **426**, zugeführt, welche den Reiz dem Benutzer liefern (**Fig.** 1).

[0126] Es wird nunmehr auf **Fig.** 13 Bezug genommen, welche ein Blockdiagramm einer Ausführung eines Mustergenerators ist, die in einer einen Wärmereiz erzeugenden Version des Systems von **Fig.** 1 verwendet wird. Es ist zu sehen, dass der Mustergenerator ein Wärmemustergenerator mit einem Zeitsteuerer **430** ist, der die MPAR Eingabe empfängt (**Fig.** 4). Der Zeitsteuerer **430** liefert dem Wärmemustergenerator **432** AN/AUS- und Auswahlbefehle gemäß dem Timing und der von der MPAR Eingabe vorgegebenen Strategie. Der Zeitsteuerer **430** liefert dem Verschiebungsdetektor **18** außerdem die MODTRG Ausgabe (**Fig.** 1).

[0127] Die Ausgabe des Wärmemustergenerators **432** wird einer Wärmeanwendungseinrichtung **434** zugeführt, beispielsweise Wärmekissen, die dem Benutzer die Reizeingabe liefern (**Fig.** I).

[0128] Es wird nun auf **Fig.** 14 Bezug genommen, welche ein typisches Atemsignal und eine Modifikation des Atemsignals durch die Verwendung eines Hörreizes gemäß einer bevorzugten Ausführung der vorliegenden Erfindung darstellt.

[0129] Das Atemsignal, mit Bezugszeichen **500** bezeichnet, ist ähnlich zu dem in **Fig.** 6 gezeigten, hat jedoch zusätzliche Merkmale, welche der oben beschriebenen Analyse spezieller Punkte unterworfen werden. Das Modifizieren des Atemsignals unter Verwendung eines Hörreizes wie in **Fig.** 14 dargestellt, kann zu der in **Fig.** 7 ähnlich sein, verwendet jedoch komplexere Verhältnisse zwischen MPAR Signalen, welche die voranschreitenden Mittelwerte der Rohparameter des analysierten Biorhythmusaktivitätssignal BAS signalisieren, und den MPAR-Signalen, welche die modifizierten Parameter, die die Hörreizeingabe des Benutzers steuern, repräsentieren.

Typische spezielle Punkte, welche ein n-tes wiederkehrendes Muster in dem BAS-Signal **500** charakterisieren, schließen Folgendes ein:

A – der Ort, wo die erste Zeitableitung ein Maximum gefolgt von einem lokalen Minimum hat;

B – der Ort, an dem das BAS-Signal ein Maximum erreicht, die erste Zeitableitung gleich null ist und die zweite Zeitableitung negativ ist;

C – der Ort, an dem die erste Zeitableitung den Wert eines vorbestimmten Bruchteils, z. B. 0,2, des Wertes der ersten Zeitableitung a kreuzt;

D – der Ort, an welchem die Amplitude des BAS-Signals den Wert eines vorbestimmten Bruchteils, z. B. 0,7, der Signalamplitude b kreuzt, gerechnet bezüglich Punkt a.

[0130] In der vorliegenden Beschreibung und den Ansprüchen wird angenommen, dass Punkt a den Beginn des BAS-Signals repräsentiert.

[0131] Die speziellen Punkte a – d werden zu jedem Muster n gespeichert und daraus werden die folgenden Rohparameter errechnet:

P1(n) Musterdauer – die Dauer des Musters n, welches die Summe der unten definierten P3(n) und P3(n) ist;

P2(n) Musteranstiegszeit – die Zeit zwischen Punkt a und dem folgenden Punkt b, wobei n die Zahl des Musters angibt;

P3(n) Musterabfallzeit – die Zeit zwischen Punkt b und dem folgenden Punkt a, wobei n die Zahl des Musters angibt;

P4a(n) Einatemamplitude – die Signalamplitude am Punkt b gemessen bezüglich des vorherigen Punktes a;

P4b(n) Ausatemamplitude – die Signalamplitude am Punkt b gemessen bezüglich des folgenden Punktes a;

P5(n) Musterruhezeit – die Zeit zwischen Punkt a des Musters n+1 und einem Punkt **507**, den man erhält, indem man eine Linie, die die Punkte b und d in Muster n verbindet, mit einer horizontalen Linie kreuzt, die durch Punkt a des Musters n + 1 läuft. P5(n) wird in der Praxis basierend auf den Parametern P4a(n) und P4d(n) errechnet.

P6(n) Atemhaltezeit – die Zeit zwischen Punkten c und b.

[0132] In bezug auf die obigen speziellen Punkte sollte gewürdigt werden, dass das BAS Muster **500** aus vier Teilen zusammengesetzt ist, einem Einatemteil **502**, welche der ansteigende Teil des BAS-Signals ist und einem aktiven Einatmen eines Benutzers entspricht, ein Atemhaltesignal **504**, welches der relative flache Teil des Signals ist und dem gefüllten Zustand der Lunge des Benutzers entspricht, welcher von dem Benutzer willkürlich in Yoga Übungen kon-

trolliert werden kann; und ein Ausatemteil **506**, welcher Teil des abfallenden Teils des BAS-Signals ist und dem Einfallen des Brustkorbs des Benutzers zurück in den entspannten Zustand entspricht; und ein Ruheteil **508**, welcher der Rest des abfallenden Teils ist und einen statischen mühelosen Zustand des Atemzyklus darstellt, der als „Nachausatmung" bekannt ist. Der Ruheteil **508** ist bekanntlich anfällig auf mentalen Stress oder Entspannung des Benutzers.

[0133] Die Zeitdauern der verschiedenen Teile des BAS Musters werden grafisch durch verschiedene schattierte Teile des Diagramms dargestellt und sind mit folgenden Bezugszeichen bezeichnet:

Einatemteil – 510

Atemhalteteil – 511

Ausatemteil – 512

Ruheteil - 513 Der untere Teil von **Fig.** 14 umfasst ein Beispiel eines dreiteiligen Hörreizes, welcher die Eingabe zum Benutrer darstellt und durch den Hörmustergenerator aus **Fig.** 9A erzeugt wird, welcher durch die modifizierten Parameter MPAR in Reaktion auf modifizierte Bediensignale MOPC gesteuert wird, die von dem Treiber **16** (**Fig.** 1) als Antwort auf eine Bedieneingabe geliefert werden.

[0134] In diesem Beispiel besteht die ausgewählte Steuerstrategie darin, eine Verlängerung der Dauer **511** des Atemhalteteils **504** und eine Verlängerung des abfallenden Teils hervorzurufen, der die Dauern **512** und **513** des Ausatemteils **506** und des Ruheteils **508** des BAS-Signals des Benutrers umfasst. Die ausgewählte Steuerstrategie fordert außerdem ein Vergrößern des Verhältnisses zwischen der Dauer **513** des Ruheteils **508** und der Dauer **512** des Ausatemteils **506**. Gleichzeitig wird die Aufmerksamkeit des Benutrers gegenüber der Musik vorzugsweise durch Hinzufügen nicht wiederkehrender Komponenten zu dem Hörreiz aufrechterhalten. Sowohl die Struktur der Musik als auch die Länge spezifischer Teile der Musik kann mit Zufall versehen werden. Insgesamt ist die Struktur des Hörreizes so gestaltet, dass der Mitreißeffekt vergrößert wird, während der Benutzer gleichzeitig unterhalten wird. Es sollte gewürdigt werden, dass zum Zwecke der Knappheit und Klarheit die Merkmale der Verschiebungskorrektur, die oben in Bezug auf **Fig.** 8 beschrieben wurden, hier nicht in Bezug auf **Fig.** 17 beschrieben werden, obwohl sie in der Praxis angewandt werden.

[0135] Gemäß einer bevorzugten Ausführung der vorliegenden Erfindung wird ein Hörreizmuster bereitgestellt, das einen Einatemteil umfasst, dessen Dauer mit den Bezugszeichen **515** bezeichnet ist, ein Atemhalteteil, dessen Dauer mit dem Bezugszeichen **516** bezeichnet ist, und einen abfallenden Teil, dessen Dauer mit dem Bezugszeichen **517** bezeichnet ist.

[0136] Das Hörreizmuster ist in dem dargestellten Beispiel der **Fig.** 14 als die fünf Ausgaben **520**, **522**, **524**, **526** und **528** umfassend dargestellt, wobei jede einem anderen Musikinstrument entsprechen kann. Jede Ausgabe erscheint entlang einer separaten Spur und ist wie folgt ausgebildet: die Höhe der Ausgabe entlang jeder Spur zeigt deren Tonhöhe an, während die Dicke der Ausgabe ihre Intensität widerspiegelt.

[0137] Man kann sehen, dass die Ausgabe **520** zwei aufeinanderfolgende Töne gleicher Dauer **530** und **532** umfasst, wobei der Ton **530** eine Tonhöhe und eine Intensität aufweist, die niedriger ist als die des Tones **532**. Die gesamte Dauer **519** der Töne **530** und **532** ist als MPAR Q4 bezeichnet und ist gleich dem fortschreitenden Durchschnitt des Rohparameters P2 minus dem fortschreitenden Durchschnitt des Rohparameters P6, hier bezeichnet als <P2> – <P6>, was gleich der aktuellen durchschnittlichen Einatemdauer des Benutzers ist.

[0138] Man kann sehen, dass Ausgabe **522** einen einzelnen wiederkehrenden Ton **524** umfasst, der eine Dauer **512** aufweist, die als MPAR Q4 bezeichnet ist, und eine Vielzahl von nicht wiederkehrenden Tönen **536**, die gemeinsam eine Länge 516 haben, welche in der Zeit im Wesentlichen dem Atemhalteteil **504** des BAS-Signals entspricht. Die gesamte Dauer der Ausgabe **522** ist als MPAR Q2 bezeichnet und typischerweise 1,05 – 1,1 x dem fortschreitenden Durchschnitt des Rohparameters P2, hier bezeichnet als <P2>, und 5% bis 10% länger als die gegenwärtige durchschnittliche Einatemdauer des Benutzers.

[0139] Man kann sehen, dass Ausgabe **524** einen einzelnen wiederkehrenden Ton **538** mit einer variablen Dauer **517** umfasst, bezeichnet als MPAR Q3, die in der Zeit im Wesentlichen dem abfallenden Teil **506** und **508** des BAS-Signals entspricht. Die Dauer **517** (MPAR Q3) ist vorzugsweise gleich dem fortschreitenden Durchschnitt des Rohparameters P3 plus einer halben Sekunde plus einem zufälligen Zeitfaktor R, wobei R zwischen minus 0,25 und plus 0,25 Sekunden liegt, hier als <P3> + 0,5 + R bezeichnet. Die Intensität der Ausgabe **524** ist als MPAR Q5 bezeichnet und ist proportional zu dem Verhältnis der durchschnittlichen Ruhezeit zur durchschnittlichen Ausatemzeit BAS-Signal. Dieses Verhältnis ist als <P3>/(<P3> – <P5>) bezeichnet.

[0140] Man kann sehen, dass die Ausgabe **526** eine Vielzahl **540** von Tönen umfasst, die voneinander durch gleiche Tonhöhen getrennt sind und als MPAR Q6 bezeichnet sind. Diese Tonhöhenabstände sind proportional zum Kehrwert des fortschreitenden Mittels der Musterdauer, dargestellt durch 1/<P1>.

[0141] Die Länge der einzelnen Töne aus der Vielzahl von Tönen **540** beträgt ungefähr eine Sekunde. Die gesamte Dauer der Vielzahl von Tönen **540** wird durch MPAR Q3, auf oben Bezug genommen wird, bestimmt.

[0142] Man kann sehen, dass Ausgabe **528** eine im allgemeinen nicht wiederkehrenden Serie von Tönen variierender Zahl und Dauer umfasst, deren Intensität mit MPAR Q7 bezeichnet ist, die proportional zu dem fortschreitenden Amplitudendurchschnitt der Rohparameter P4a ist, durch <P4a> ausgedrückt. Die Ausgabe **528** wird nur bereitgestellt, wenn MPAR

Q1, das gleich der Summe von Q2 und Q3 ist, gleich dem fortschreitenden Durchschnitt der Musterlänge ist, d. h. <P1> ist größer als eine vorgegebene Zahl, typischerweise 6 Sekunden.

[0143] Im allgemeinen können alle oder einige der Serie von Tönen, die als Ausgaben **520**, **522**, **525** und **528** bezeichnet werden, und die als diskrete Töne präsentiert werden, durch kontinuierliche oder teilweise kontinuierliche Tonhöhenschwankungen ersetzt werden.

[0144] Es wird nun auf die **Fig.** 15, 15A und 16B Bezug genommen, welche eine Vorrichtung zum Überwachen einer Biorhythmusaktivität **600** zeigen, die gemäß einer bevorzugten Ausführung der vorliegenden Erfindung konstruiert ist und arbeitet. Die Biorhythmusaktivitätüberwachungsvorrichtung **600** kann mit dem Monitor **10** des Systems aus **Fig.** 1 verwendet werden, das oben beschrieben ist.

[0145] Der Stressdetektor **600** umfasst vorzugsweise einen Biorhythmusaktivitätssensor **602**, der verschiebbar auf einem von einem Benutzer getragenen Gürtel **604** angebracht ist. Der Gürtel **604** ist vorzugsweise elastisch und wenigstens entlang eines Teils seiner Länge dehnbar. Ausgabesignale des Sensors **602** können vorzugsweise an einen Überwachungsapparat (nicht gezeigt) übertragen werden, und zwar entweder mittels eines Kabels oder drahtlos. Alternativ kann die Vorrichtung **600** mit einer Anzeige **606** zum Anzeigen von Information versehen werden, die durch geeignete Verarbeitung von der Ausgabe des Sensors **602** gewonnen wird.

[0146] Wie ebenfalls am besten in **Fig.** 16B zu sehen ist, umfasst der Sensor **602** vorzugsweise eine verformbare Struktur **610**, die eine U-förmige Struktur aufweist und aus einem elastischen Material gefertigt ist, um eine Winkelverformung zwischen einem Paar von Beinen **612** und **614** der U-förmigen Struktur zu ermöglichen. Ein Kraftaufnehmer **616** ist vorzugsweise fest an einer inneren Fläche des Beins **612** angebracht, z. B. durch Fügen, und ist mechanisch mittels eines elastischen Gliedes **618** mit der inneren Fläche des Beins **614** verbunden.

[0147] Wie in **Fig.** 16B zu sehen ist, können der Kraftaufnehmer **616** und das elastische Glied **618**, das nur auf Kompression reagiert, alternativ durch einen Kraftaufnehmer **614** ersetzt werden, der auch auf Zugspannung reagiert und an beliebiger Stelle in der verformbaren Struktur **610** angebracht werden kann, die auf Kräfte reagiert, die durch den Gürtel **604** ausgeübt werden. Der Kraftaufnehmer **616** oder **617** kann auf eine elektrische Eigenschaft, wie z. B. der Widerstand, die Kapazität oder Induktivität reagieren, in welchem Fall zwei elektrische Leiter **620** und **624** daran angeschlossen werden können, um die elektrische Ausgabe zu übertragen. Es wird gewürdigt, dass die verformbare Struktur **610** in einer Vielzahl von Formen hergestellt werden kann, solange die Verformung der Struktur **610** an den Aufnehmer **616** übertragen werden kann.

[0148] Die verformbare Struktur **610** des Sensors **602** drückt mittels des dehnbaren Gürtels **604** an den Körper oder die Kleidung des Benutzers. Ein Verschieben des Gürtels **604** in eine Richtung allgemein senkrecht zu seiner Länge ist vorzugsweise durch eine Abdeckung **624** begrenzt oder durch irgendeine andere geeignete Einrichtung, wie z. B. einen Flansch (nicht gezeigt) auf der verformbaren Struktur **610**. Die obere Fläche des Beins **610** ist bevorzugt glatt und die Abdeckung **624** ist so angeordnet, dass sie den Gürtel **604** nicht berührt und dem Sensor **602** erlaubt, entlang des Gürtels **604** zu gleiten.

[0149] Veränderungen des Umfangs des Körpers des Benutrers wie z. B, an der Brust oder dem Bauch, verursachen entsprechende Längenänderungen des elastischen Gürtels **604**, welche von dem Sender **602** überwacht werden können. Diese Längenänderungen verursachen Spannungsänderungen im Gürtel **604**, welche eine Verformung der verformbaren Struktur **610** bewirken, weil der Gürtel **604** daran angreift. Der Aufnehmer **616** gibt dann ein Signal aus, das zu der Verformung der verformbaren Struktur **610** korrespondiert. Die Struktur des Senders **602** eliminiert Kraftkomponenten im Gürtel **604**, die nicht mit Umfangsänderungen in Verbindung stehen. Dieses Merkmal macht den Sender **602** relativ unempfindlich gegenüber Körperbewegungen, die nicht mit dem Atmen zusammenhängen.

[0150] Der Sensor, der in dem US-Patent 5,423,328 offenbart ist, ist auch geeignet, das Atmen eines Benutzers zu überwachen, wie dort beschrieben ist. Jedoch leidet der Sensor des US-Patents 5,423,328 an zwei Problemen, die die vorliegende Erfindung löst, wie unten beschrieben ist.

[0151] Das erste Problem besteht darin, dass die Kraft, die auf die Basis des Sensors aus dem '328 Patents angreift, von dem Winkel zwischen dem elastischen Gürtel und der Oberseite der Sensorbasis abhängt. Dies bedeutet, dass der Sensor aus dem Patent '328 empfindlich auf die jeweilige Position des Sensors auf dem Körper des Benutrers reagiert. Zum Beispiel wird der Sensor auf dem '328 Patent eine unterschiedliche Ausgabe liefern, abhängig davon, ob er auf dem Bauch oder der Brust einer Frau angebracht ist, die sich in ihrer Krümmung unterscheiden. Der Sensor aus dem Patent'328 funktioniert nicht, wenn er über einer konkaven Oberfläche angebracht ist, die sich in ihrer Krümmung unterscheiden. Der Sensor aus dem Patent'328 funktioniert nicht, wenn er über einer konkaven Oberfläche angebracht ist, wie beispielsweise zwischen den Brüsten einer Frau oder Bauchfalten bei übergewichtigen Personen, und funktioniert auch dann nicht, wenn der Benutrer auf der Basis des Sensors liegt, so dass der Sensor „vergraben" ist. Dies liegt daran, dass die Sensorbasis des Sensors aus dem Patent'328 nicht unterstützt ist, und die Kraft in diesen Fällen nicht zu dem Aufnehmer übertragen wird.

[0152] Das zweite Problem ist, dass der Sensor aus dem Patent '328 empfindlich auf das „Einfangen" des Gürtels ist. Wenn ein Benutzer sich gegen eine Flä-

che lehnt, so dass der Gürtel zwischen dem Körper des Benutrers und der Fläche eingeklemmt ist, z. B. beim Schlafen oder beim Anlehnen an einen Stuhl, ist der Gürtel gefangen, mit dem Ergebnis, dass Veränderungen des Brust- oder Bauchumfangs in diesem Bereich keine korrespondierende Veränderungen in der Länge des Gürtels bewirken.

[0153] Die vorliegende Erfindung löst das erste Problem der Winkelabhängigkeit, indem es ein Paar glatter zylindrischer Führungen **630** auf einer Verlängerung des Beins **612** der verformbaren Struktur **610** bereitstellt, durch welche der elastische Gürtel **604** geführt wird. Infolgedessen werden Spannungen im Gürtel **604** auf das Bein **614** der deformierbaren Struktur **610** mit einem konstanten Winkel übertragen, unabhängig von dem Winkel, mit dem der elastische Gürtel **604** auf die verformbare Struktur **610** trifft. Zusätrlich spielt die Unterstützung des Beins **640** durch eine Körperoberfläche keine Rolle bei der Funktion der Vorrichtung **600**.

[0154] Nun wird auf die weiteren **Fig.** 17A, 17B und 17C Bezug genommen. Die vorliegende Erfindung löst das zweite Problem des „Gürteleinfangens", indem es einen Gürtelschutr **640** bereitstellt, der eine reibungsarme Führung für den elektrischen Gürtel **604**, der durch sie läuft, bildet. Wegen dem niedrigen Reibungskoeffizienten zwischen Gürtel **604** und Gürtelschutr **640**, kann der Gürtel sich entlang seiner Länge ausdehnen, ohne zwischen inneren Teilen des Gürtelschutzes **640** „eingefangen" oder „eingeklemmt" zu sein.

[0155] Der Gürtelschutr **640** ist vorzugsweise flexibel, wenigstens entlang eines Teils seiner Länge. Der Gürtelschutr **640** kann aus einem oder mehreren Teilen konstruiert sein, von denen jeder elastisch oder flexibel sein kann. Der Gürtelschutz **640** kann eine Vielzahl von Formen aufweisen. **Fig.** 17A illustriert einen allgemein rechteckigen Querschnitt. **Fig.** 17A illustriert einen allgemein kreisförmigen Querschnitt und **Fig.** 17C illustriert eine allgemeine Spiralform. Vorzugsweise kann ein Teil des Gürtelschutres **640** an einen anderen Teil desselben angebracht werden, um das Schließen des Gürtelschutres **640** um den Körper des Benutzers zu erleichtern. Zum Beispiel kann wenigstens ein Teil der äußeren Fläche des Gürtelschutres **640** aus einem Mehrfachhakenverschluss der Marke VELCRO konstruiert sein, um so selbsttätig an einem anderen Teil der äußeren Fläche zu haften. Alternativ kann der Gürtelschutr **640** insbesondere bei der kreisförmigen Querschnittsanordnung, die in **Fig.** 17B gezeigt ist, einen Siliconkautschukschlauch umfassen, der an einem anderen Teil des Gürtelschutzes **640** haften kann.

[0156] Es sei darauf hingewiesen, dass die Vorrichtung **600** mit Führungen **610** aber ohne den Gürtelschutr **640** versehen werden kann, oder umgekehrt, ohne Führungen **630** und mit Gürtelschutz **640**, abhängig von den speziellen Erfordernissen und der Ausführung der Vorrichtung **600**. Die Führungen **630** können vorteilhaft an die Konfiguration des Gürtelschutres **640** angepasst werden. Zum Beispiel können die Führungen **630** im Falle eines kreisförmigen Querschnittes des Gürtels **604** und des Gürtelschutres **640** ein Loch oder Kerben zur Durchführung des Gürtels **604** umfassen.

[0157] Die Struktur des Sensors **602** ermöglicht eine Kalibrierung der Sensorausgabe bezüglich des Ausmaßes der Atembewegungen. Es ist wesentlich für die Signalkalibrierung des Sensors **602**, dass die Umfangsänderungen, die mit den Atembewegungen eines Benutrers zusammenhängen, in proportionale Änderungen der Länge des Gürtels **604** umgesetzt werden, unabhängig von dem Brust-/Bauchdurchmesser. Dies kann einfach dadurch erreicht werden, dass der Gürtel **604** vollständig um den Körper des Benutrers gelegt wird, wie dies in **Fig.** 15 gezeigt ist. Es wird gewürdigt, dass das Aufnehmen von Umfangsänderungen, wie dargestellt, nicht auf Atembewegungen beschränkt ist. Zum Beispiel erzeugen Uteruskontraktionen Umfangsänderungen auf der Bauchhöhe bei schwangeren Frauen. Das Quantifizieren solcher Kontraktionen ohne wesentlichen Druck auszuüben, ist ein Merkmal mit beträchtlicher kommerzieller Bedeutung.

[0158] Die folgende Diskussion zeigt, dass diese Anordnung die oben erwähnten Ertordernisse erfüllt.

[0159] Sei L die Länge des dehnbaren Teils des Gürtels **604**, welcher einen Winkel φ (360° pro Umdrehung) umschließt, wenn er angelegt ist. Das Verhältnis $L = k\varphi$ bleibt für ein konstantes K erhalten, wenn der Gürtel am Körper anliegt, wobei k eine geometrische. Proportionalitätskonstante ist. Daher bleibt das gleiche Verhältnis bei Umfangsänderungen bestehen, z. B. $\Delta L = k\Delta\varphi$. Daher ist $\Delta L/L = \Delta\varphi/\varphi$ wie gefordert.

[0160] In den Ausführungen der **Fig.** 15, 16A und 16B ist der Gürtelschutz **640** vorzugsweise an einen Sensor **602** angebracht. Es wird nun auf **Fig.** 18 Bezug genommen, welcher einen Teil eines Biorhythmusaktivitätssensors **650** illustriert, der gemäß einer anderen bevorzugten Ausführung der vorliegenden Erfindung konstruiert ist und arbeitet. In dieser Ausführung ist die verformbare Struktur **610** durch einen Gürtelschutz **640** eingeschlossen und die Abdeckung **624** kann, wenn erwünscht, weggelassen werden. Die verformbare Struktur **610** ist vorzugsweise fest an einer Seite des Gürtelschutzes **640** angebracht. Einer der glatten zylindrischen Führungen **630** kann weggelassen werden, und stattdessen der Gürtel **602** vorzugsweise an einem Zapfen **651** angebracht sein.

[0161] Es wird nun auf **Fig.** 19 Bezug genommen, welche einen Teil eines Biorhythmusaktivitätssensors **660** zeigt, der gemäß einer anderen bevorzugten Ausführung der vorliegenden Erfindung konstruiert ist und arbeitet.

[0162] Der Biorhythmusaktivitätssensor **660** umfasst bevorzugt einen Gürtel **662**, welcher sich in einem Gürtelschutz **664** befindet, welche jeweils vorzugsweise im Wesentlichen mit dem Gürtel **604** und

640 identisch sind, die oben beschrieben sind. Ein Ende **666** des Gürtels **662** ist vorzugsweise an einer inneren Fläche des Gürtelschutzes **664** fixiert und ein entgegengesetztes Ende **664** des Gürtels **662** ist vorzugsweise an einem Kraftaufnehmer **670** angebracht. Der Kraftaufnehmer **670** reagiert auf die Kräfte, die auf ihn einwirken, und kann elektrisch arbeiten, in welchem Fall er mit zwei elektrischen Leitern **672** und **674** versehen ist. Diese Ausführung eliminiert folglich die Notwendigkeit einer deformierbaren Struktur und Gürtelführungen der Ausführungen der **Fig.** 15 – 18.

[0163] Der Fachmann wird würdigen, dass die vorliegende Erfindung nicht auf das beschränkt ist, was hierin speziell beschrieben und gezeigt ist. Vielmehr ist der Umfang der vorliegenden Erfindung durch die Ansprüche definiert, die folgen:

Patentansprüche

1. System zum Modifizieren einer natürlich auftretenden Biorhythmusaktivität, umfassend
einen Monitor (**10**) zum Analysieren der Biorhythmusaktivität eines Benutzers;
einen Biorhythmusaktivitätsmodifizierer (**14**), um dem Benutzer eine Reizeingabe zu geben, die mindestens einen Aspekt der Biorhythmusaktivität des Benutzers nach sich zieht, und
einen Treiber (**16**), der den Betrieb des Biorhythmusaktivitätsmodifizierers (**14**) steuert, um mindestens eine nicht frequenzbezogene vorübergehende Charakteristik der Eingabe zum Benutzer als Reaktion auf Änderungen der Biorhythmusaktivität des Benutzers während des Betriebs des Modifizierers (**14**) zu ändern.

2. System nach Anspruch 1, wobei der Treiber (**16**) mindestens eine nicht frequenzbezogene Charakteristik der Eingabe zum Benutzer als Reaktion auf mindestens eine entsprechende Änderung einer nicht frequenzbezogenen Charakteristik der Biorhythmusaktivität des Benutzers während des Betriebs des Modifizierers (**14**) ändert.

3. System nach Anspruch 1, wobei die mindestens eine nicht frequenzbezogene Charakteristik der Eingabe zum Benutzer einen Teil eines sich wiederholenden Musters bildet.

4. System nach Anspruch 2, wobei die mindestens eine nicht frequenzbezogene Charakteristik der Biorhythmusaktivität des Benutzers einen Teil eines sich wiederholenden Musters bildet.

5. System nach Anspruch 1, wobei der Treiber (**16**) auf auswählbare Bedienerbefehle reagiert, um die Art und Weise zu steuern, auf die die mindestens eine nicht frequenzbezogene Charakteristik der Eingabe zum Benutzer geändert wird.

6. System nach Anspruch 1, wobei die mindestens eine nicht frequenzbezogene Charakteristik die Beziehung von mindestens zwei Komponenten eines allgemein sich wiederholenden Musters enthält.

7. System nach Anspruch 5, wobei die auswählbaren Bedienerbefehle mindestens eine von mehreren Beziehungen zwischen mindestens zwei Charakteristiken eines allgemein sich wiederholenden Musters der Eingabe zum Benutzer, die modifiziert sind, auswählen.

8. System nach Anspruch 1, wobei der Modifizierer auch auf die zeitliche Beziehung zwischen einem allgemein sich wiederholenden Muster in der Biorhythmusaktivität des Benutzers und ein allgemein sich wiederholendes Muster in der Eingabe zum Benutzer reagiert.

9. System nach Anspruch 1, wobei der Treiber (**16**) auf eine zumindest teilweise vorbestimmte Art und Weise arbeitet.

10. System nach Anspruch 8, außerdem mit einem Verschiebungsdetektor (**18**), der Eingaben von dem Monitor (**10**) und dem Modifizierer (**14**) empfängt und eine Verschiebungskorrekturausgabe an den Modifizierer (**14**) liefert.

11. System nach Anspruch 10, wobei der Verschiebungsdetektor (**18**) außerdem eine Eingabe vom Treiber (**16**) empfängt und darauf reagiert, indem er die Verschiebungskorrekturausgabe an den Modifizierer (**14**) liefert.

12. System nach Anspruch 11, wobei die Eingabe von dem Treiber (**16**) durch einen Bedienerbefehl bestimmte Anweisungen enthält.

13. System nach Anspruch 10, wobei die Verschiebungskorrekturausgabe als Reaktion auf die zeitliche Beziehung zwischen dem Einsetzen von Biorhythmusaktivitätssignalen und Reizeingaben zum Benutzer geliefert wird.

14. System nach Anspruch 10, wobei die Verschiebungskorrekturausgabe durch Verzögern des Einsetzens von Reizeingaben zum Benutzer bereitgestellt wird.

15. System nach Anspruch 10, wobei die Verschiebungskorrekturausgabe durch Beschleunigen des Einsetzens von Reizeingaben zum Benutzer bereitgestellt wird.

16. System nach Anspruch 1, wobei die Reizeingabe eine Audioeingabe ist.

17. System nach Anspruch 1, wobei die Reizeingabe eine visuelle Eingabe ist.

18. System nach Anspruch 1, wobei die Reizeingabe eine Berührungseingabe ist.

19. System nach Anspruch 1, wobei der Monitor (**10**) Atmungsinformationen analysiert.

20. System nach Anspruch 1, wobei der Monitor (**10**) folgendes umfaßt:
einen elastischen Gürtel (**604**), der entlang seiner Längsrichtung gedehnt werden kann und der um mindestens einen Teil des Körpers eines Benutzers gewickelt werden kann, wobei der Teil infolge der Biorhythmusaktivität des Benutzers Umfangsänderungen erfährt;
eine verformbare Struktur (**602**), an die mindestens ein Teil des Gürtels anstößt, wobei der Gürtel bei Dehnung eine Kraft gegen die verformbare Struktur ausübt und sie verformt;
einen Kraftaufnehmer (**616**, **617**) in Kontakt mit der verformbaren Struktur, der ein Signal entsprechend einer Verformung der verformbaren Struktur ausgibt; und
mehrere Führungen (**630**), die an der verformbaren Struktur befestigt sind und durch die der Gürtel geführt wird, so daß Zugkräfte in dem Gürtel unabhängig von einem Winkel, in dem der Gürtel die verformbare Struktur erreicht, mit einem konstanten Winkel auf einen Teil der verformbaren Struktur übertragen werden.

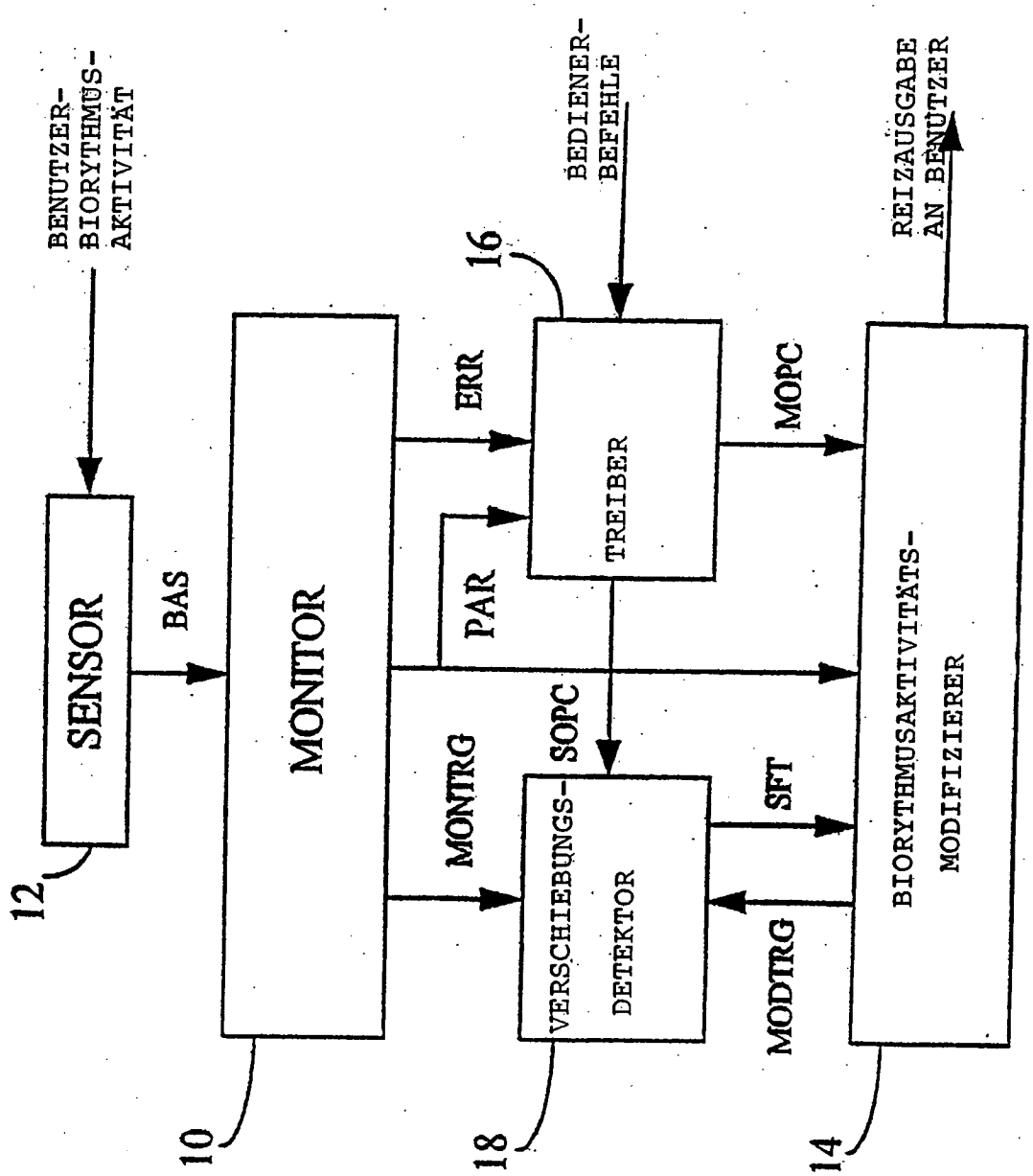
21. System nach Anspruch 1, wobei der Monitor folgendes umfaßt:
einen Gürtelschutz (**640**);
einen Kraftaufnehmer (**616**, **617**), der im Gürtelschutz angeordnet ist; und
einen elastischen Gürtel (**604**), der entlang seiner Längsrichtung gedehnt werden kann und der um mindestens einen Teil des Körpers eines Benutzers gewickelt werden kann, wobei der Teil das Ergebnis der Biorhythmusaktivität des Benutzers Umfangsänderungen erfährt, wobei der Gürtel in dem Gürtelschutz angeordnet ist, ein Ende des Gürtels an einer Innenfläche des Gürtelschutzes und ein gegenüberliegendes Ende des Gürtels an dem Kraftaufnehmer befestigt ist, wobei der Gürtel bei Dehnung eine Kraft gegen den Kraftaufnehmer ausübt und dadurch bewirkt, daß der Kraftaufnehmer ein Signal entsprechend der Kraft ausgibt.

22. System nach Anspruch 1, wobei der Monitor folgendes umfaßt:
einen elastischen Gürtel (**604**), der entlang seiner Längsrichtung gedehnt werden kann und der um mindestens einen Teil des Körpers eines Benutzers gewickelt werden kann, wobei der Teil infolge der Biorhythmusaktivität des Benutzers Umfangsänderungen erfährt;
eine verformbare Struktur (**602**), an die mindestens ein Teil des Gürtels anstößt, wobei der Gürtel bei Dehnung eine Kraft gegen die verformbare Struktur ausübt und sie verformt;
einen Aufnehmer (**616**, **617**) in Kontakt mit der verformbaren Struktur, der ein Signal entsprechend einer Verformung der verformbaren Struktur ausgibt; und
einen Gürtelschutz (**640**) mit einer im wesentlichen reibungsarmen Innenfläche, durch die der elastische Gürtel angeordnet ist.

Es folgen 21 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG. 1



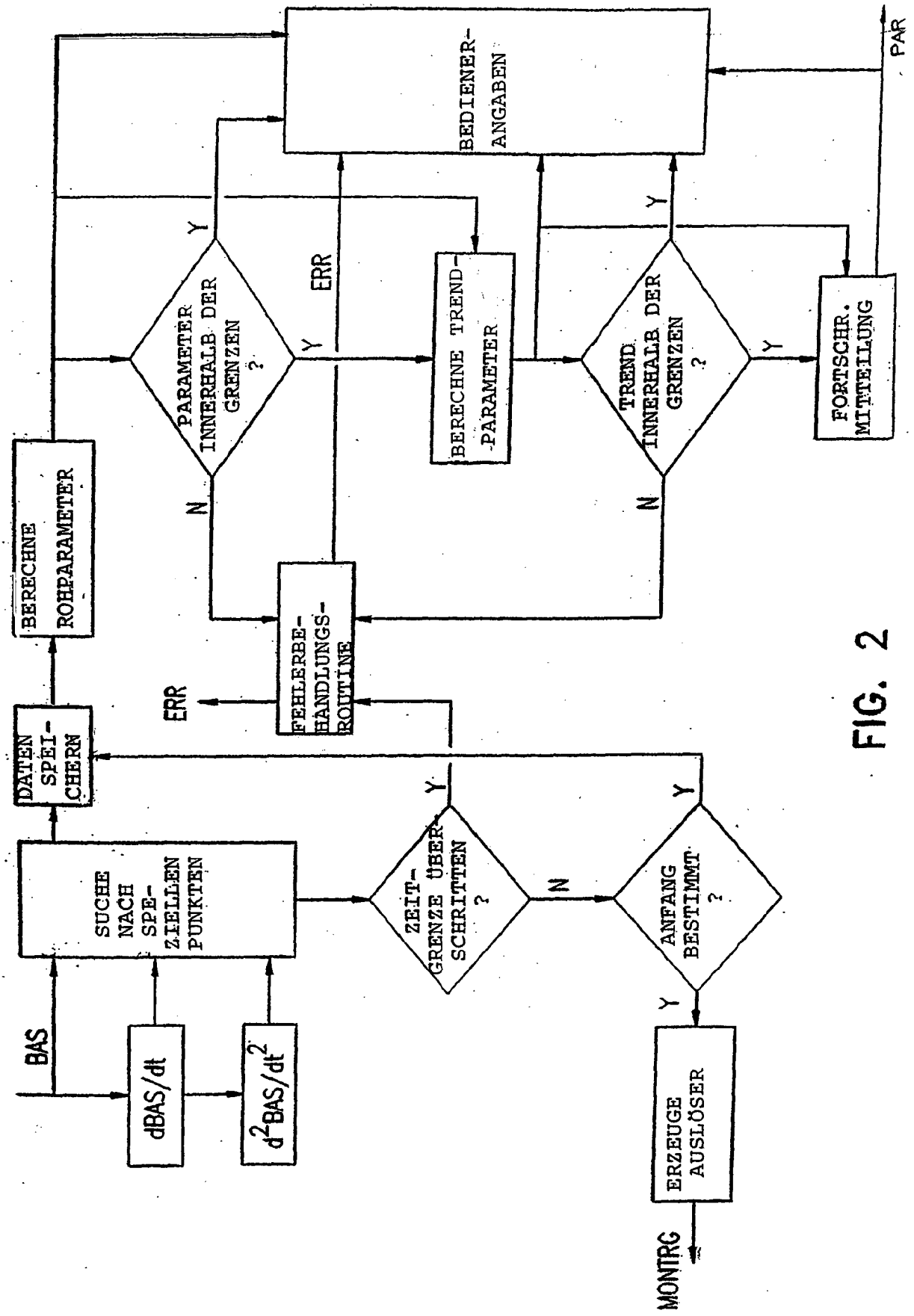

BEDIENER-ANGABEN
PAR
PARAMETER INNERHALB DER GRENZEN ?
Y
N
ERR
BERECHNE TREND-PARAMETER
TREND INNERHALB DER GRENZEN ?
FORTSCHR. MITTEILUNG
BERECHNE ROHPARAMETER
FEHLERBE-HANDLUNGS-ROUTINE
DATEN SPEI-CHERN
SUCHE NACH SPE-ZIELLEN PUNKTEN
ZEIT-GRENZE ÜBER SCHRITTEN ?
ANFANG BESTIMMT ?
BAS
dBAS/dt
d²BAS/dt²
ERZEUGE AUSLÖSER
MONTRG

FIG. 2

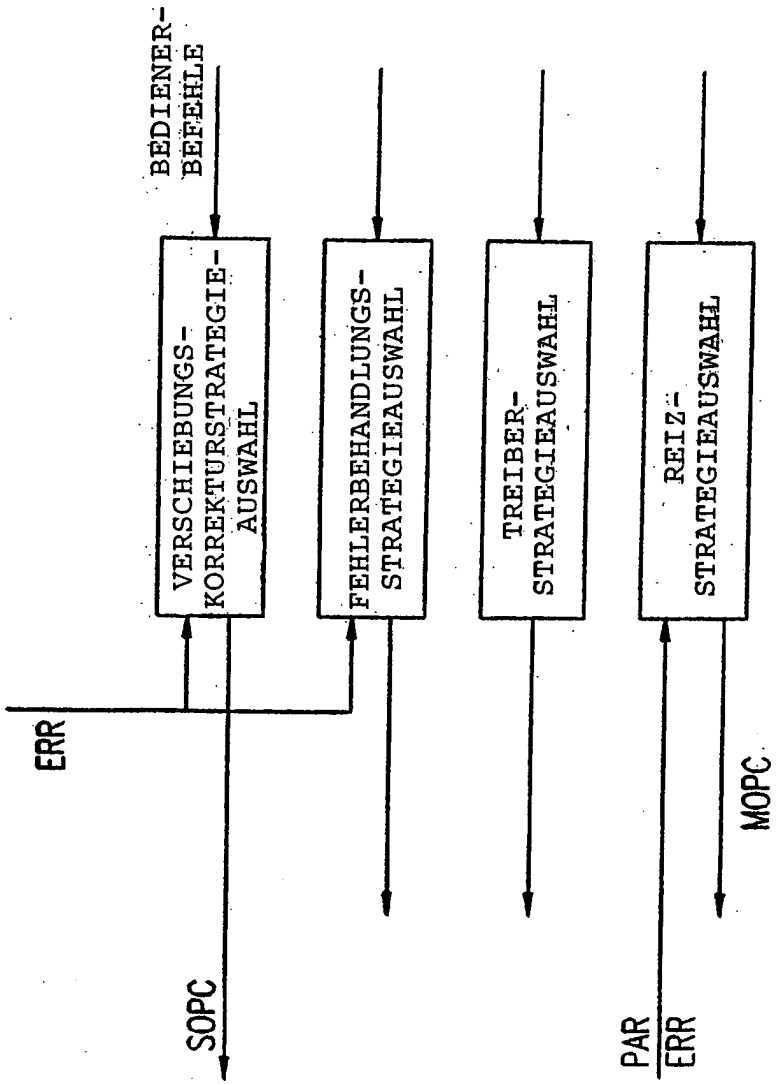

BEDIENER-
BEFEHLE
VERSCHIEBUNGS-
KORREKTURSTRATEGIE-
AUSWAHL
FEHLERBEHANDLUNGS-
STRATEGIEAUSWAHL
TREIBER-
STRATEGIEAUSWAHL
REIZ-
STRATEGIEAUSWAHL
ERR
SOPC
PAR
ERR
MOPC

FIG. 3

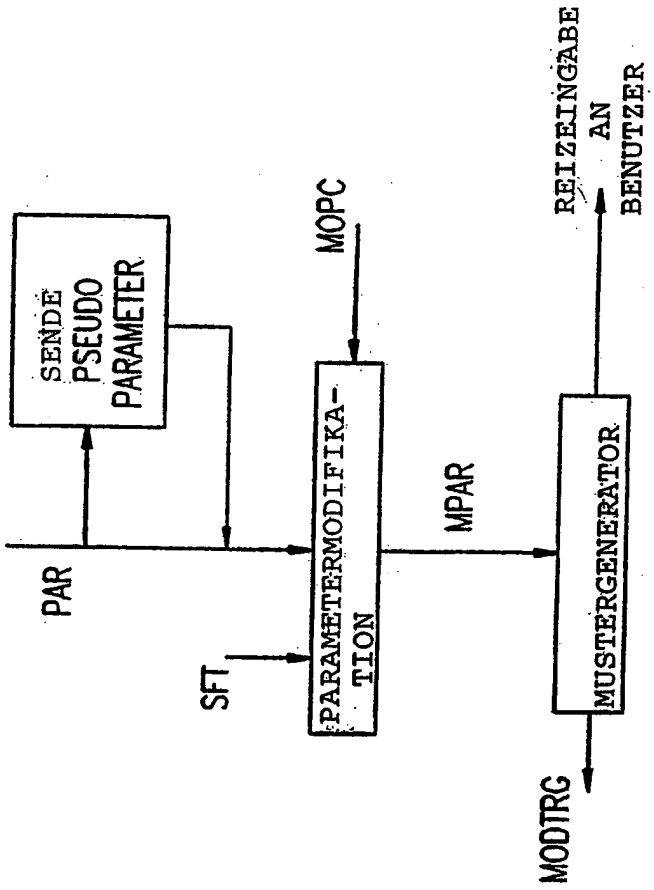

SENDE PSEUDO PARAMETER
MOPC
REIZEINGABE AN BENUTZER
PAR
PARAMETERMODIFIKATION
MPAR
MUSTERGENERATOR
SFT
MODTRG

FIG. 4

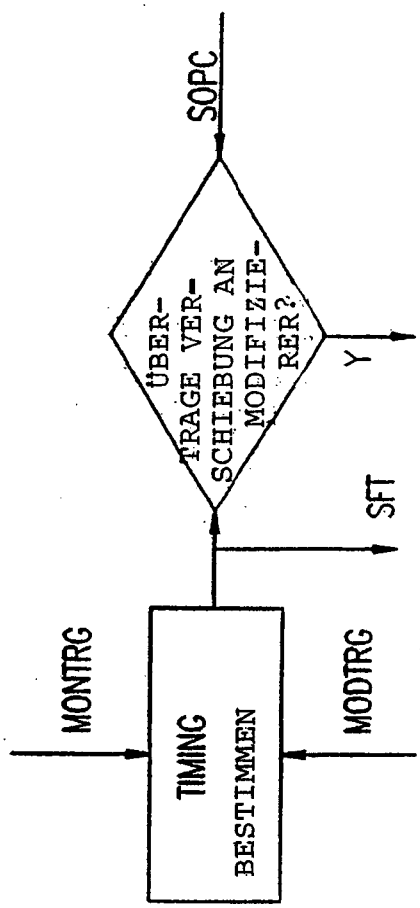

SOPC
ÜBER-
TRAGE VER-
SCHIEBUNG AN
MODIFIZIE-
RER?
Y
SFT
MONTRG
TIMING
BESTIMMEN
MODTRG

FIG. 5

FIG. 6

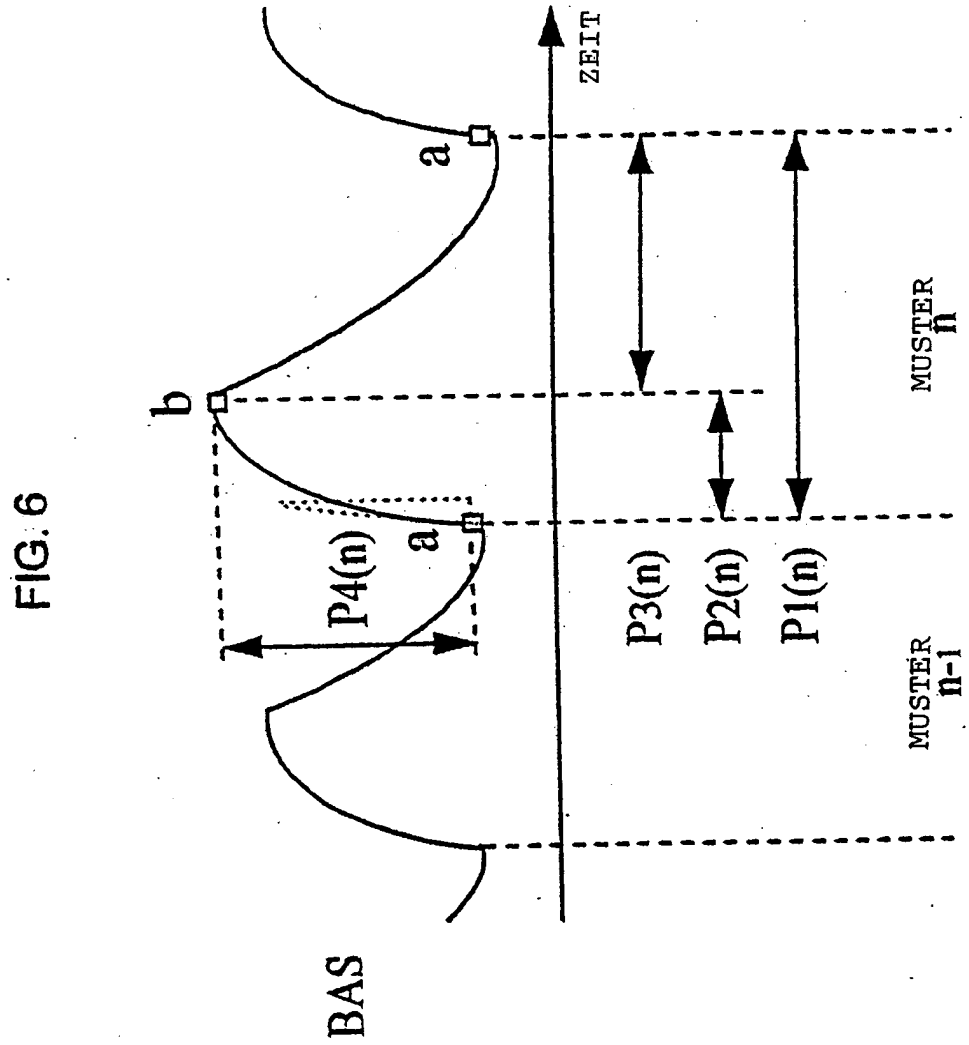


FIG.7

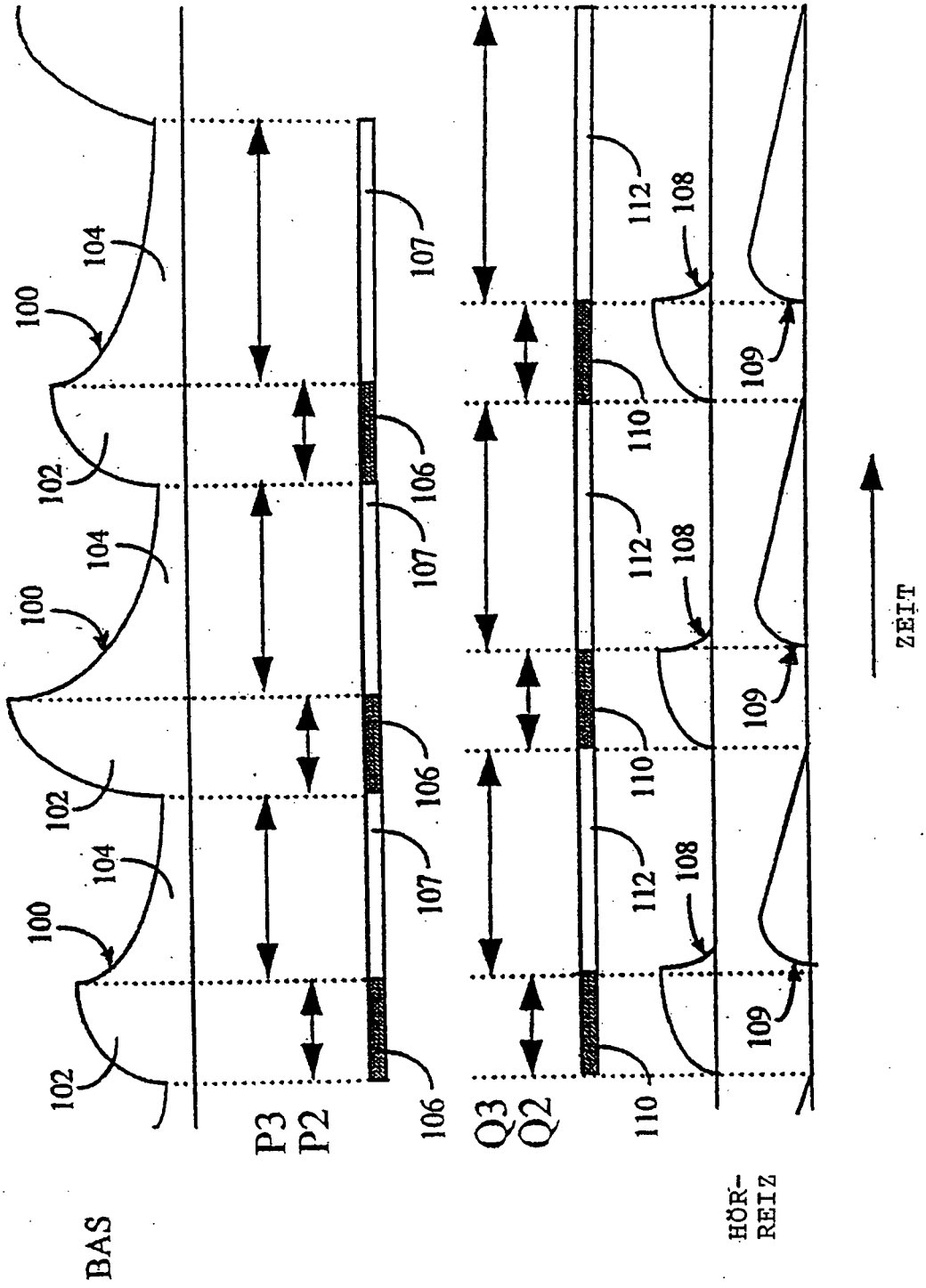
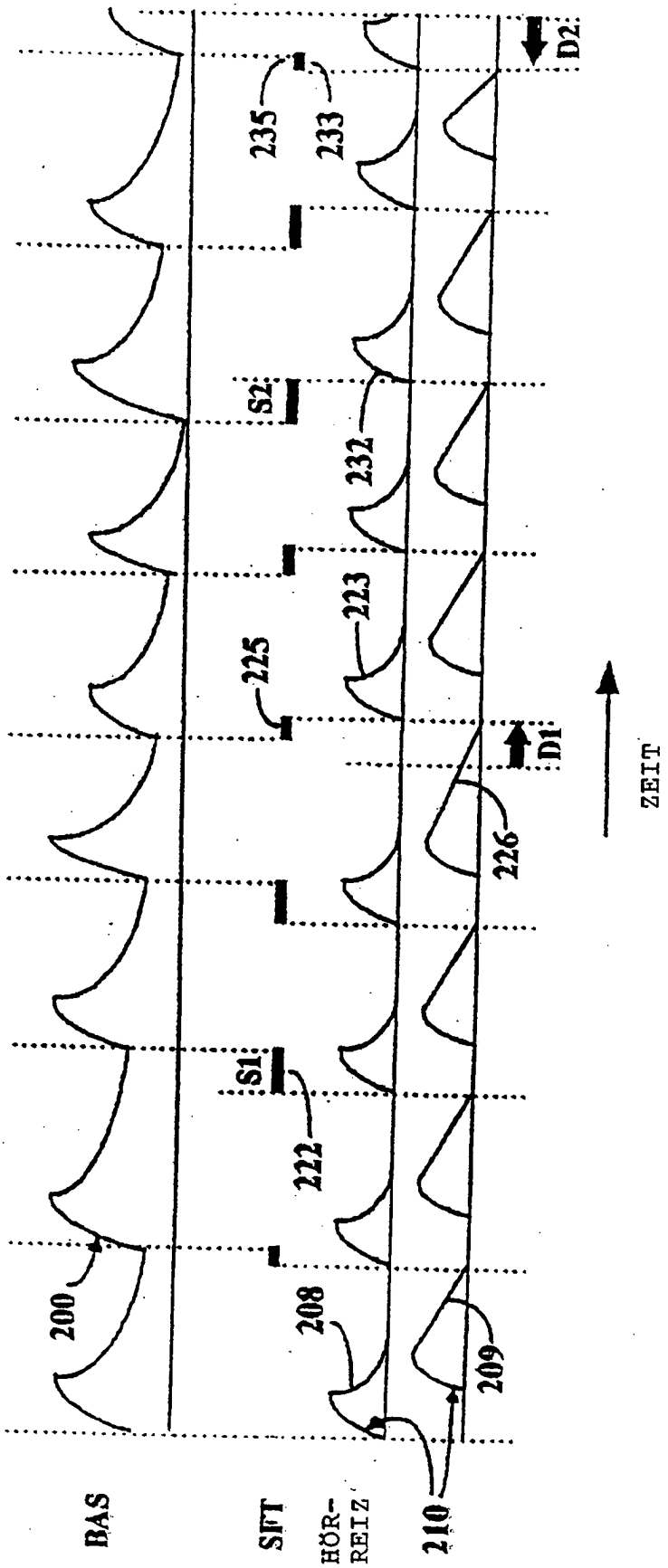


FIG.8


BAS
SFT
HÖR-
REIZ
200
208
209
210
222
S1
225
223
226
D1
232
S2
235
233
D2
ZEIT

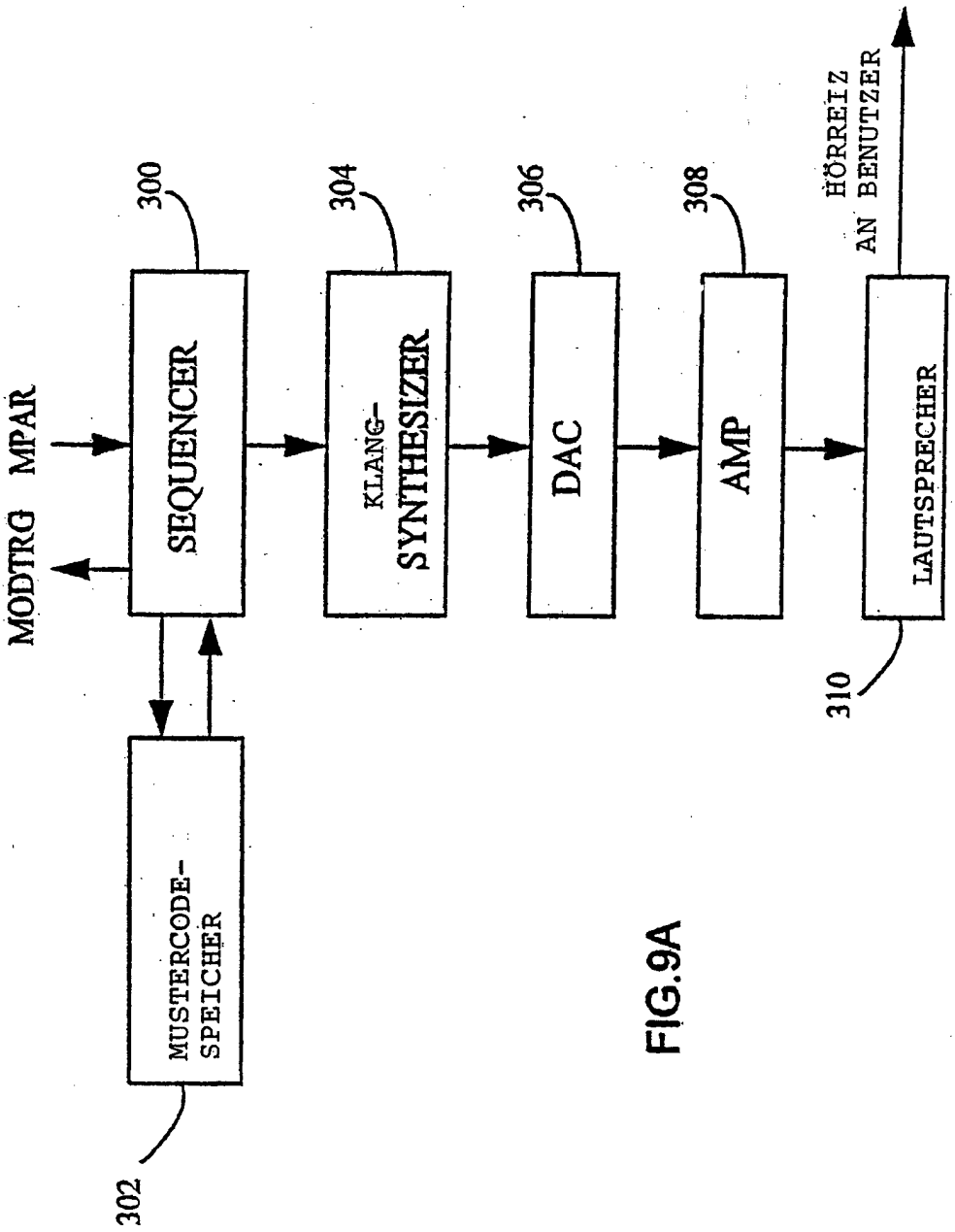

MODTRG MPAR
SEQUENCER
300
KLANG-
SYNTHESIZER
304
DAC
306
AMP
308
HÖRREIZ
AN BENUTZER
LAUTSPRECHER
310
MUSTERCODE-
SPEICHER
302

FIG.9A

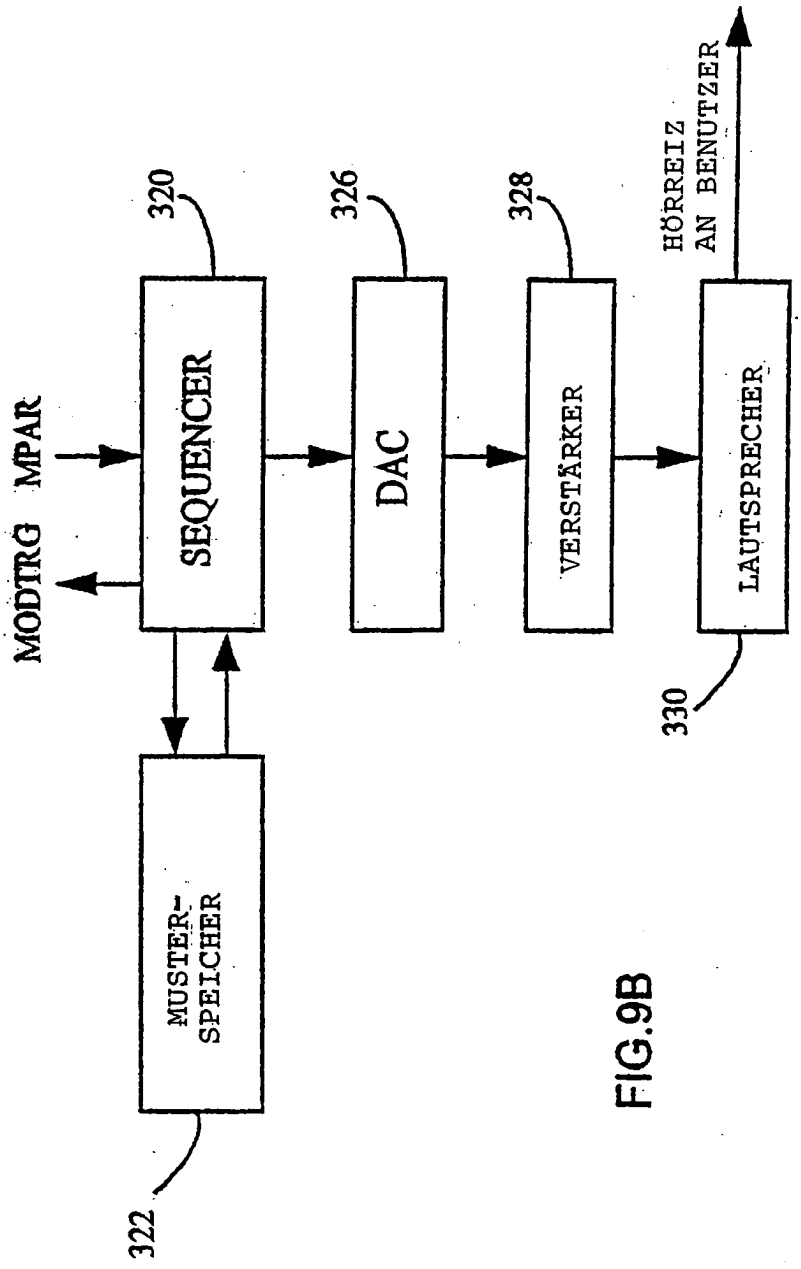
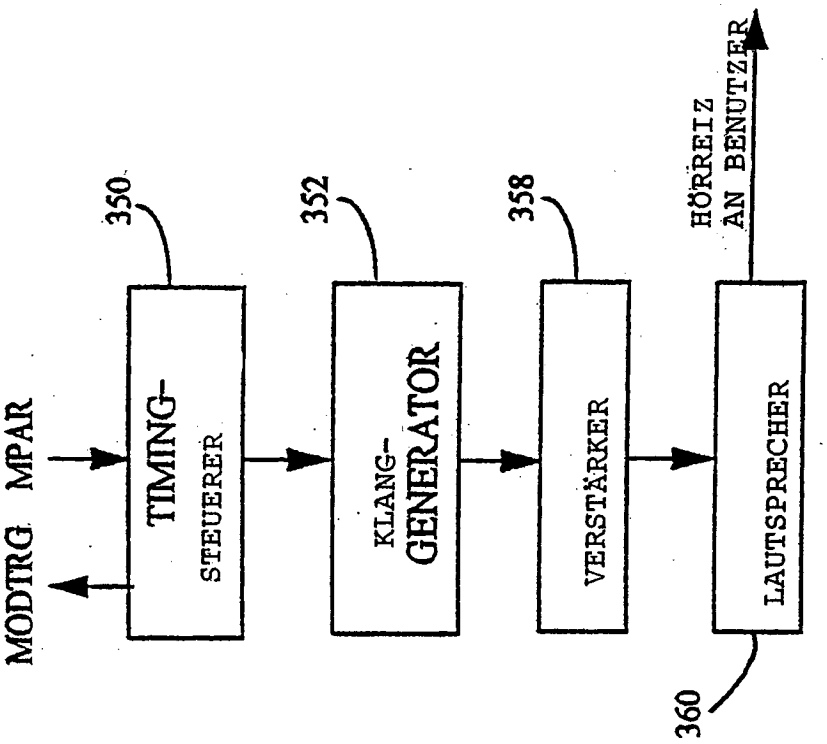

MODTRG
MPAR
SEQUENCER
320
DAC
326
VERSTÄRKER
328
LAUTSPRECHER
330
HÖRREIZ
AN BENUTZER
MUSTER-
SPEICHER
322

FIG.9B

FIG.9C


MODTRG
MPAR
350
TIMING-
STEUERER
352
KLANG-
GENERATOR
358
VERSTÄRKER
360
LAUTSPRECHER
HÖRREIZ
AN BENUTZER

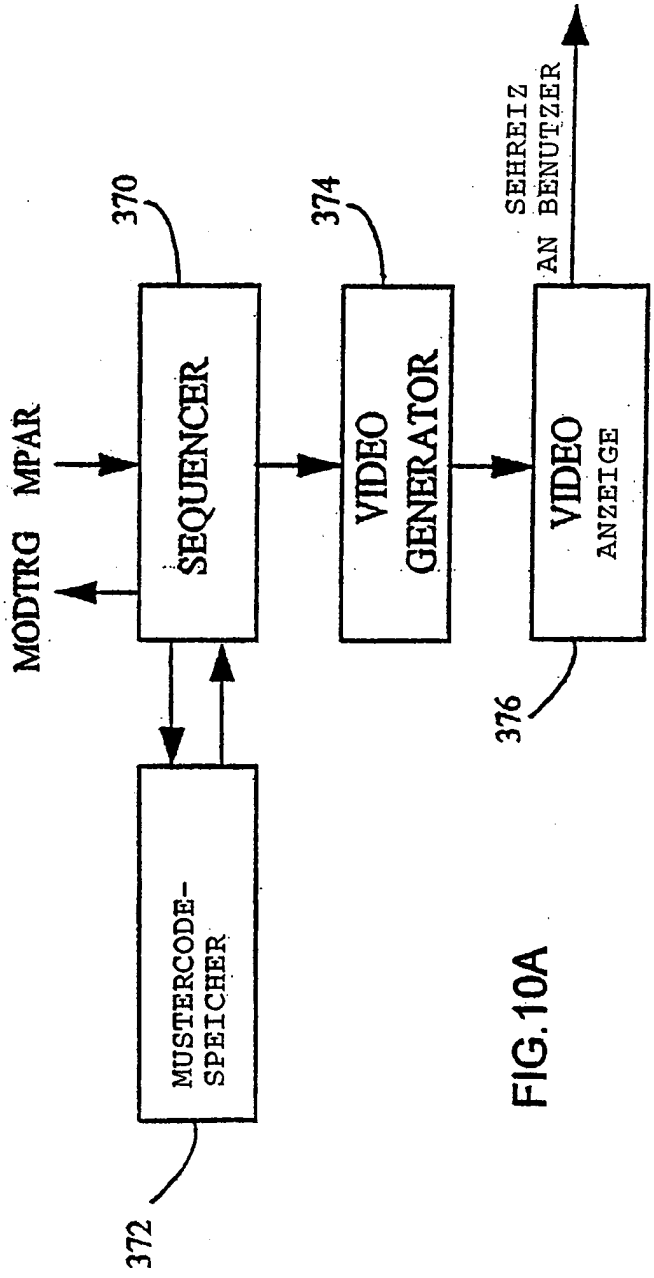
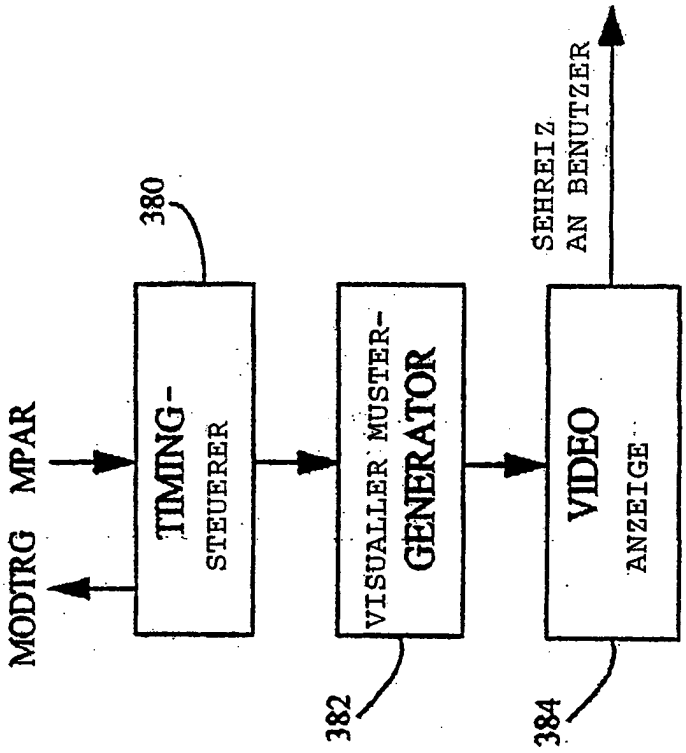

MODTRG
MPAR
SEQUENCER
370
VIDEO GENERATOR
374
VIDEO ANZEIGE
376
SEHREIZ AN BENUTZER
MUSTERCODE-SPEICHER
372

FIG.10A

FIG.10B


MODTRG
MPAR
TIMING-
STEUERER
380
VISUALLER MUSTER-
GENERATOR
382
VIDEO
ANZEIGE
384
SEHREIZ
AN BENUTZER

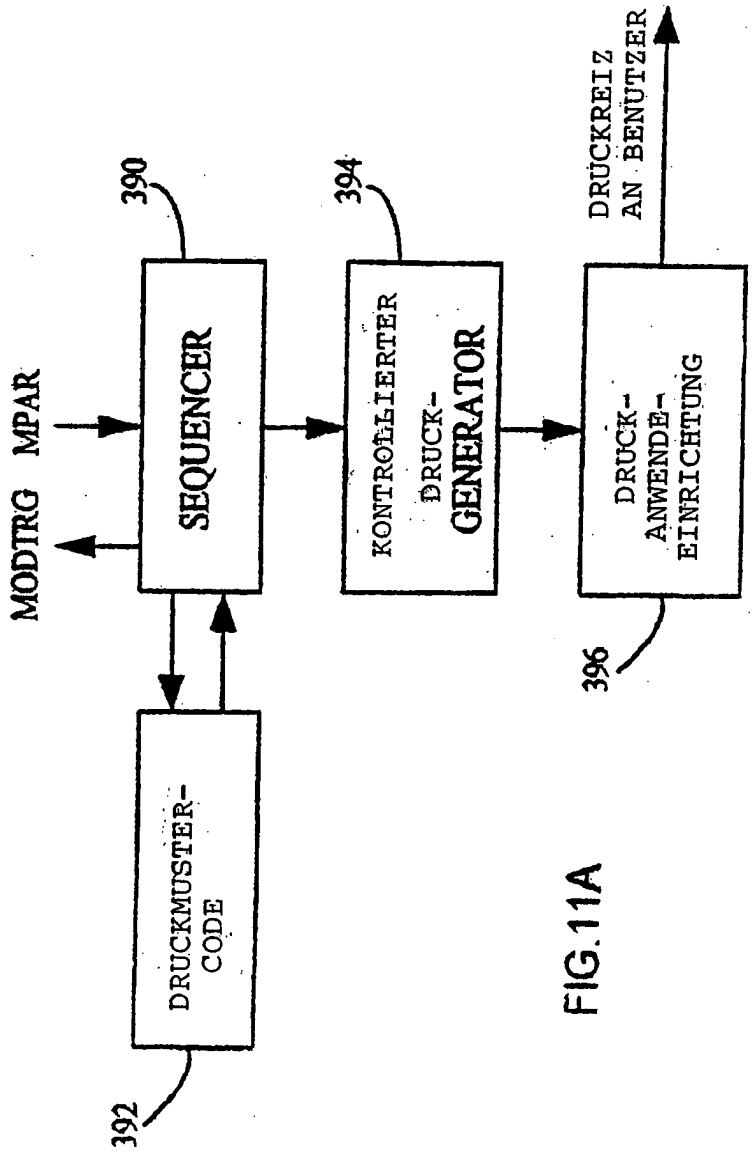
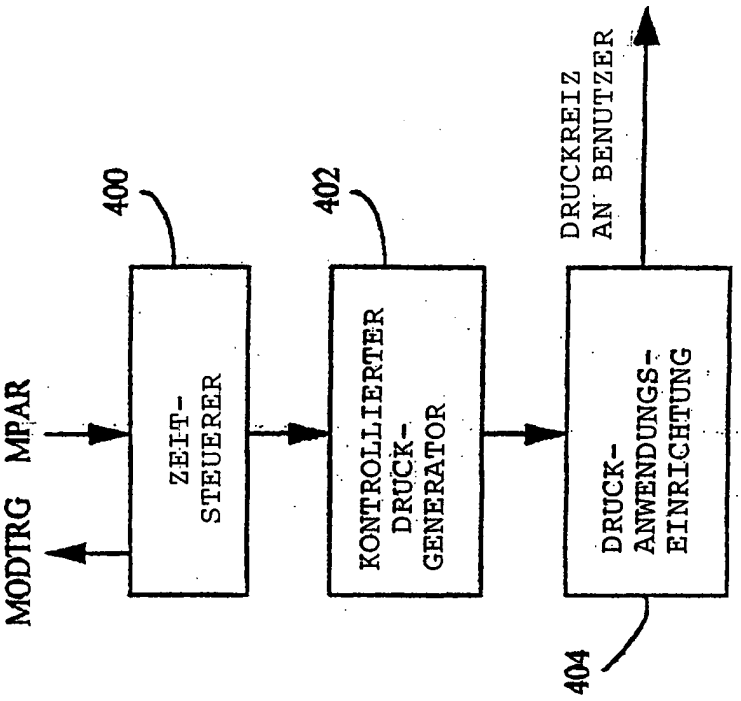

MODTRG
MPAR
SEQUENCER
390
KONTROLLIERTER
DRUCK-
GENERATOR
394
DRUCK-
ANWENDE-
EINRICHTUNG
396
DRÜCKREIZ
AN BENUTZER
DRUCKMUSTER-
CODE
392

FIG.11A

FIG.11B


MODTRG
MPAR
400
ZEIT-
STEUERER
402
KONTROLLIERTER
DRUCK-
GENERATOR
DRUCK-
ANWENDUNGS-
EINRICHTUNG
404
DRUCKREIZ
AN BENUTZER

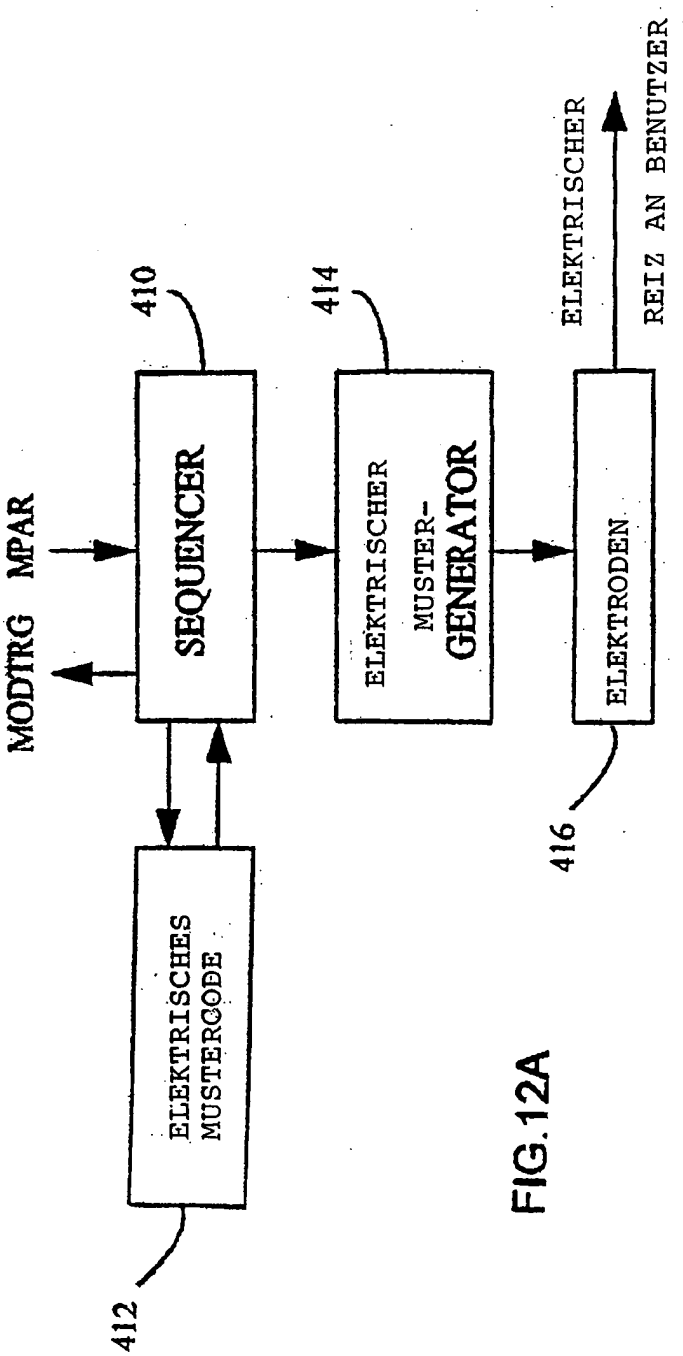

MODTRG MPAR
SEQUENCER
410
ELEKTRISCHES MUSTERCODE
412
ELEKTRISCHER MUSTER-GENERATOR
414
ELEKTRODEN
416
ELEKTRISCHER REIZ AN BENUTZER

FIG.12A

FIG.12B

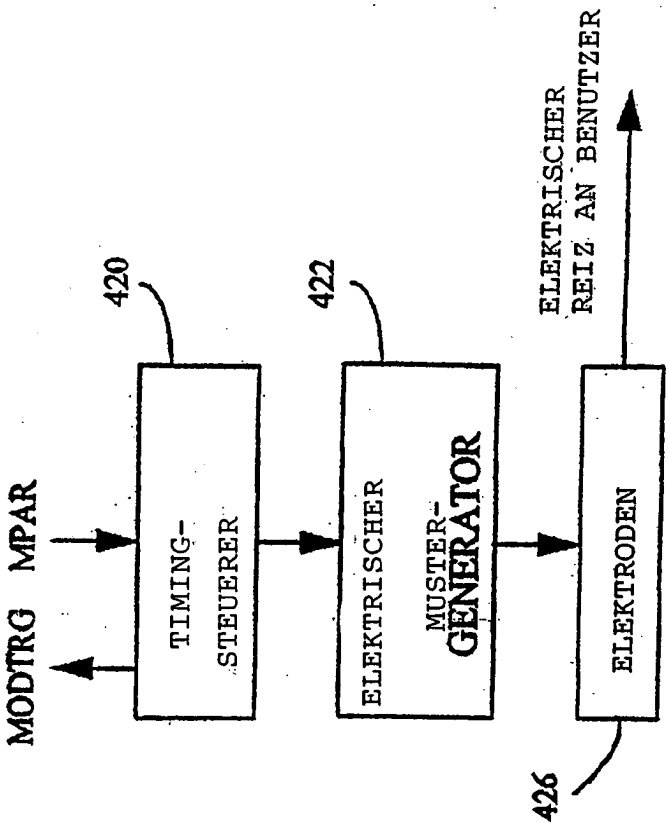
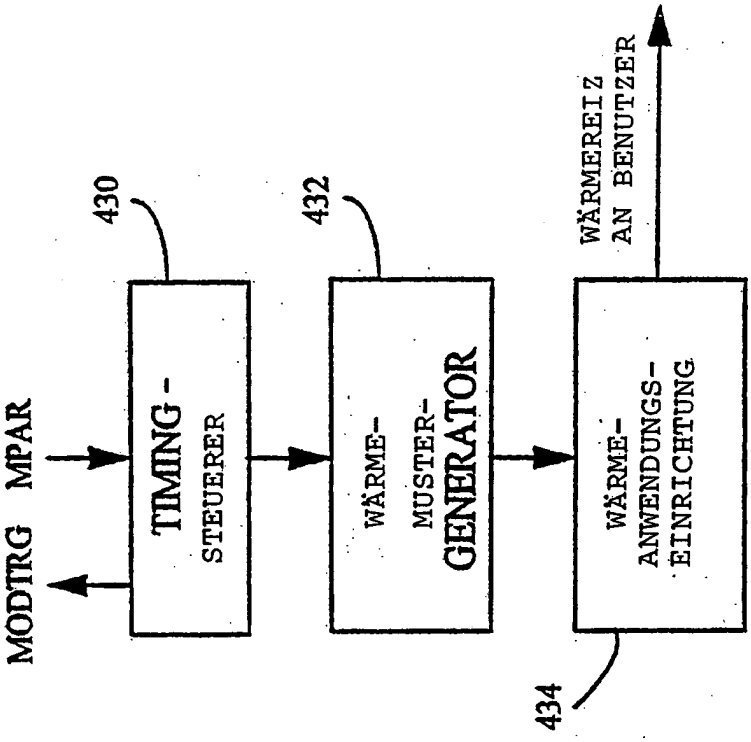

MODTRG
MPAR
TIMING-
STEUERER
420
ELEKTRISCHER
MUSTER-
GENERATOR
422
ELEKTRODEN
426
ELEKTRISCHER
REIZ AN BENUTZER

FIG.13


MODTRG
MPAR
TIMING-
STEUERER
430
WÄRME-
MUSTER-
GENERATOR
432
WÄRME-
ANWENDUNGS-
EINRICHTUNG
434
WÄRMEREIZ
AN BENUTZER

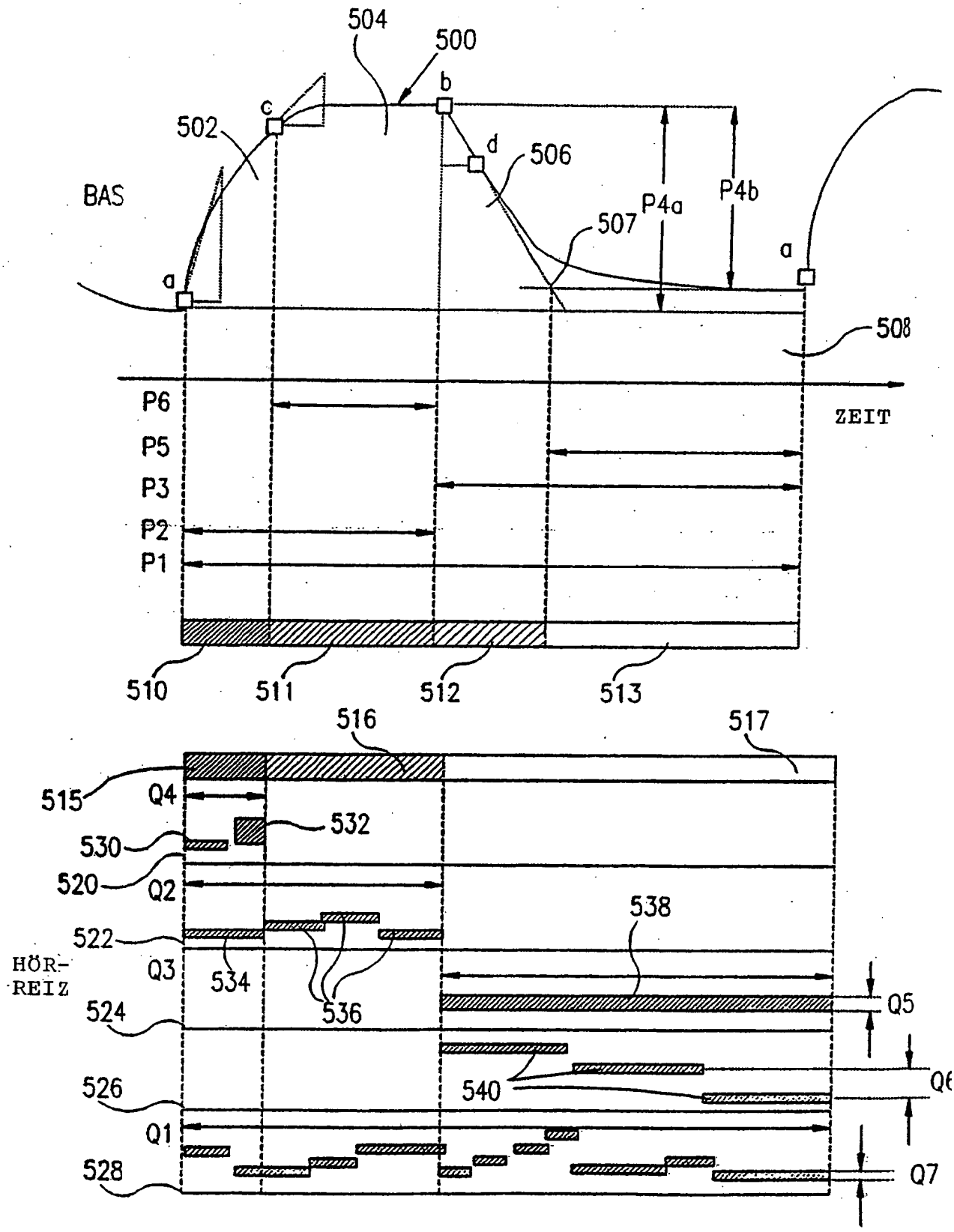

504
500
b
c
502
d
506
BAS
P4a
P4b
507
a
a
508
P6
P5
P3
P2
P1
ZEIT
510
511
512
513
516
517
515
Q4
532
530
520
Q2
538
522
HÖR-
REIZ
Q3
534
536
Q5
524
540
526
Q1
528
Q7

FIG. 14

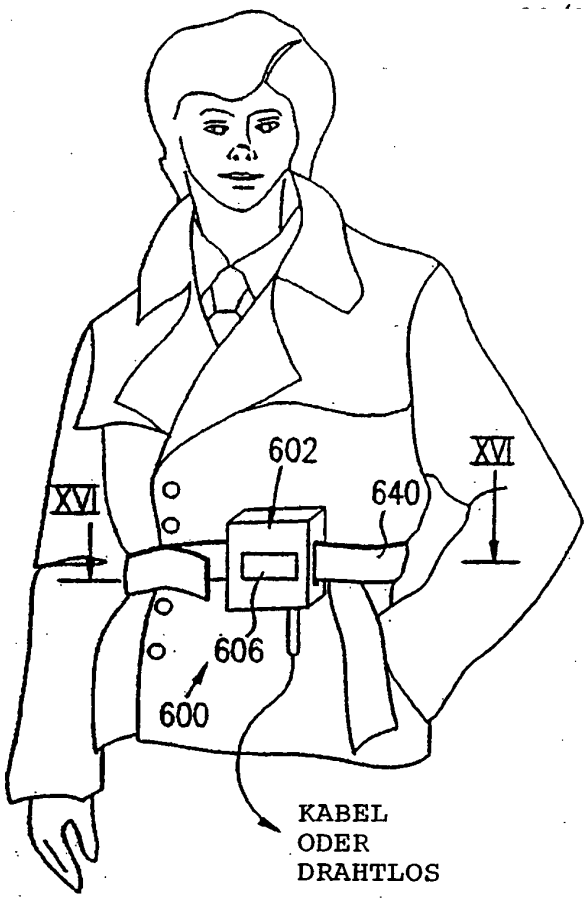


FIG. 15

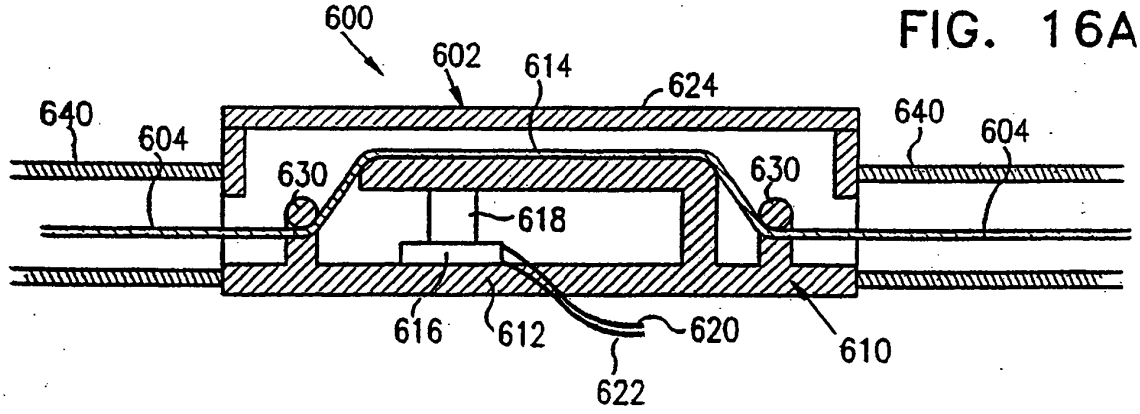


FIG. 16A

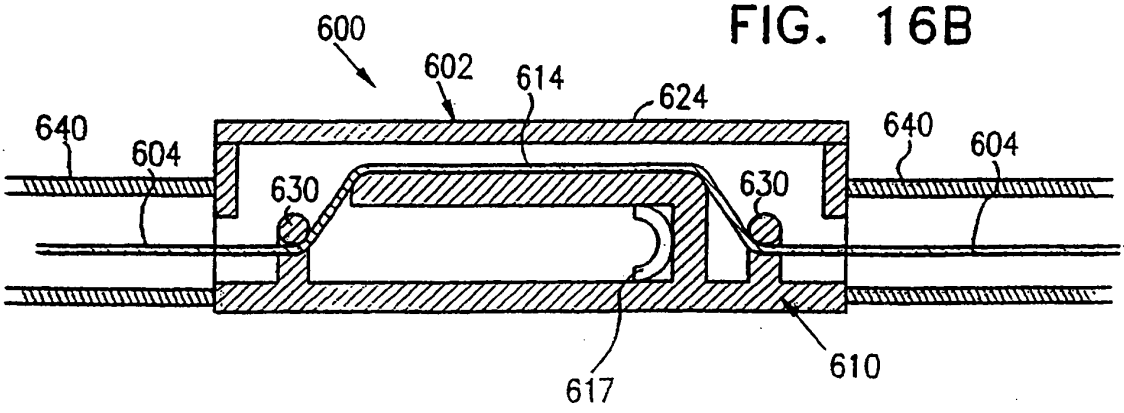


FIG. 16B

FIG. 17A

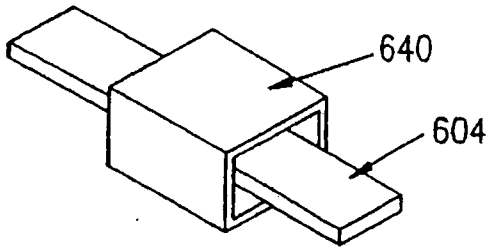


FIG. 17B

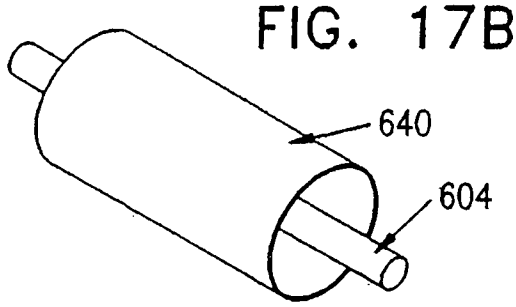


FIG. 17C

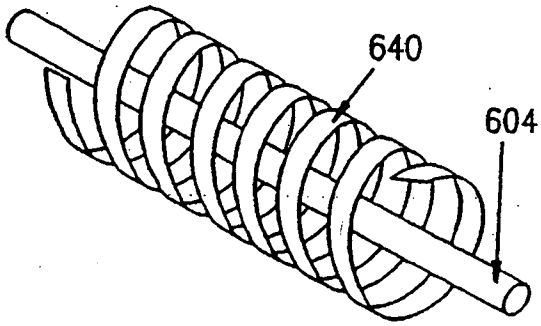
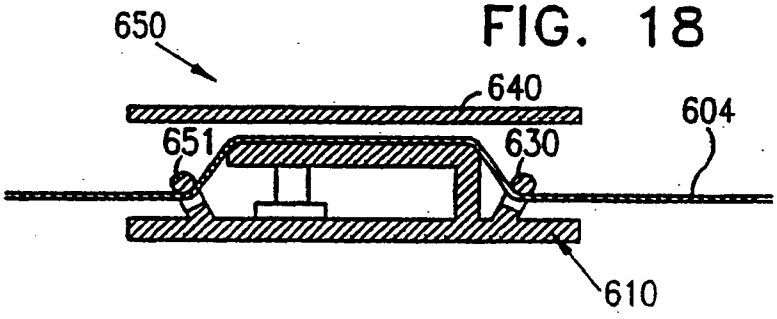


FIG. 18



640

FIG. 19

