



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 600 32 581 T2 2007.10.04

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) EP 1 156 851 B1

(51) Int Cl.⁸: A61N 1/00 (2006.01)

(21) Deutsches Aktenzeichen: 600 32 581.4

(86) PCT-Aktenzeichen: PCT/US00/05224

(96) Europäisches Aktenzeichen: 00 913 670.6

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: WO 2000/051677

(86) PCT-Anmeldetag: 01.03.2000

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: 08.09.2000

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: 28.11.2001

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: 27.12.2006

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: 04.10.2007

(30) Unionspriorität:

260643 02.03.1999 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:

AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT,
LI, LU, MC, NL, PT, SE

(73) Patentinhaber:

Quantum Intech, Inc., Boulder Creek, Calif., US

(72) Erfinder:

CHILDRE, L., Doc, Boulder Creek, CA 95006, US;
MCCRATTY, I., Rollin, Boulder Creek, CA 95006, US;
ATKINSON, A., Michael, Boulder Creek, CA 95006,
US

(54) Bezeichnung: VERFAHREN UND VORRICHTUNG ZUR ERLEICHTERUNG DER PHYSIOLOGISCHEN KOHÄRENZ UND DES AUTONOMEN GLEICHGEWICHTS

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 eingelebt, 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

Technisches Gebiet

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft allgemein die Bewertung der Herzfrequenzvariabilität, und insbesondere die Analyse der Leistungsspektrumverteilung dieser.

Technischer Hintergrund

[0002] Mit der wachsenden Komplexität des Lebens wird die Relation zwischen physiologischen Zuständen und emotionaler Gesundheit von zunehmendem Interesse. Viele Studien haben gezeigt, dass Stress und andere emotionale Faktoren das Krankheitsrisiko erhöhen, die Leistungsfähigkeit und die Produktivität verringern und die Lebensqualität stark einschränken. Zu diesem Zweck sucht die Gemeinschaft der Ärzte in der ganzen Welt kontinuierlich nach Abhilfe und nach präventiven Plänen. In jüngster Zeit hat die Fokussierung auf die Selbstregulierung von Systemen innerhalb des Körpers zu Forschung auf den Gebieten des Biofeedbacks (Rückkopplung innerhalb eines Regelkreises biologischer Systeme) usw. geführt.

[0003] In den letzten 25 Jahren wurde eine Vielzahl neuer Techniken als Alternativen zu traditionelleren Psychotherapien oder pharmazeutischen Interventionen eingeführt, um gestörte mentale und/oder emotionale Gleichgewichte zu verbessern. Zusätzlich zu den stärker physiologischen Herangehensweisen, wie kognitive Restrukturierung und neurolinguistische Programmierung, haben Psychologen verschiedene Techniken aus östlichen Kulturen verwendet, um während fokussierter Meditation "die Psyche zu beruhigen". In Yoga konzentriert man sich beispielsweise im allgemeinen auf die Atmung oder auf Teile des Gehirns, während man sich beim Qigong auf den "Dan-Tien"-Punkt (unterhalb des Nabels) konzentriert. Bei der Freeze Frame®(FF)-Technik, die von dem Institute of HeartMath in Boulder Creek, Kalifornien, entwickelt wurde, konzentriert man die Aufmerksamkeit auf das Gebiet um das Herz. Alle diese Techniken konzentrieren die Aufmerksamkeit auf Gebiete des Körpers, von denen bekannt ist, dass sie separate aber interagierende Gruppen von neuronalen Verarbeitungszentren enthalten, sowie biologische Oszillatoren, mit welchen sie wechselwirken. Das Herz, das Gehirn und die Därme enthalten biologische Oszillatoren, die als Schrittmacherzellen bzw. Pacemaker-Zellen bekannt sind. Durch bewusstes Konzentrieren der Aufmerksamkeit auf eines dieser Oszillatorsysteme kann man dessen Rhythmus ändern. Diese stimmt auf jeden Fall für das Gehirn (Meditation), Yoga-Atmung (Respiration), das Herz (FF) und wahrscheinlich den Darm (Qigong), da er auch von dem vegetativen Nervensystem (ANS – autonomic nervous system) geregelt wird. Der Körper enthält ferner andere oszillierende Systeme, beispielsweise die glatten Muskeln des vaskulären Systems. Wir haben zuvor gezeigt, dass dieses System, das durch Aufzeichnung der Puls-Transit-Zeit (PTT – pulse transit time) gemessen wird, sowie das Gehirn, das von einem Elektroenzephalographen (EEG) gemessen wird, das Herz, das mit Hilfe der Herzfrequenzvariabilität (HRV) gemessen wird, und das Atmungssystem, das mit Hilfe der Respirationsrate gemessen wird, alles koppen bzw. mitnehmen kann. Außerdem laufen sie alle synchron mit einer Frequenz, die um 0,1 Hertz (Hz) variiert. Daher kann man diese Systeme, die als gekoppelte biologische Oszillatoren wirken, bewusst zur Synchronität miteinander bringen.

[0004] Die FF-Technik ist eine Selbstmanagement-Technik, mit der man sich auf das Herz konzentriert, um sich von mentalen und emotionalen Moment-zu-Moment-Reaktionen freizumachen. Eine Studie, die die FF-Technik bei einem psychologischen Interventions-Programm mit HIV-positiven-Versuchspersonen verwendete, führte zu signifikanten Verringerungen des Lebensstress, von State- und Trait (Zustands- und Charakter-eigenschafts)-Angstpegeln und selbst eingeschätzten physikalischen Symptomen. Zwei weitere Studien mit gesunden Personen, die die FF-Technik zur Verstärkung positiver emotionaler Zustände verwendeten, zeigten einen erhöhten Speichel-IgA und eine erhöhte sympathovagale Balance. Es ist bekannt, dass eine erhöhte sympathovagale Balance vor schädlichen physiologischen Effekten schützt, die mit überaktivem sympathischen Ausfluss vom Gehirn verbunden sind. Andere Studien haben gezeigt, dass die Techniken beim Verbessern der vegetativen Balance und beim Verringern des Stresshormons Kortisol und beim Erhöhen von DHEA wirksam sind, wobei die glykämische Regulierung bei Diabetikern verbessert wird, der Blutdruck bei Personen mit Bluthochdruck verringert wird und bei vielen verschiedenen Populationen psychologische Stressfaktoren signifikant verringert werden, wie z.B. Angst, Depression, Müdigkeit und Überlastung.

[0005] Die sympathovagale Balance wurde mit Hilfe verschiedener Techniken gemessen. Beispielsweise können Personen so trainiert werden, dass sie ihre Herzfrequenz mit Hilfe von Biofeedback-Techniken bewusst steuern. Jedoch wird die verbesserte parasympathische Aktivität wahrscheinlich durch die Atemkontrolle vermittelt. Es wurde gezeigt, dass eine neutrale Hypnose und eine operante Konditionierung der Herzfrequenz das sympathische/parasympathische Verhältnis verringern, indem sie die parasympathische Aktivität unab-

hängig von Atemkontrolltechniken erhöhen. Die FF-Technik benötigt keine Biofeedback-Geräte und auch keine bewusste Atemkontrolle, obwohl ein kurzes Atmungsprotokoll bei dieser Technik verwendet wird. Unsere Ergebnisse legen nahe, dass emotionale Erfahrungen eine Rolle bei der Bestimmung der sympathovagalen Balance spielen, und zwar unabhängig von der Herzfrequenz und der Atmung. Die Verschiebung der sympathovagalen Balance in Richtung auf erhöhte Niederfrequenz (LF – low-frequency)- und Hochfrequenz (HF)-Leistung (Maßeinheiten für die Herzfrequenzvariabilität) waren physiologische Symptome für das Erfahren des emotionalen Zustands der Wertschätzung. Die FF-Technik konzentriert sich auf die echte Erfahrung von Gefühlen von aufrichtiger Wertschätzung oder Liebe, im Gegensatz zur Visualisierung oder Erinnerung an eine vorherige positive emotionale Erfahrung.

[0006] Die Ergebnisse unserer Studien zeigen an, dass relativ kurze Übungsperioden der FF-Technik und anderer Werkzeuge, die von dem Institute of HeartMath entwickelt wurden, entweder zu einem "Mitnahme (Entrainment)"- oder "Inneren-Kohärenz"-Modus der Herzfunktion führen (der weiter unten detaillierter beschrieben wird). Die meisten Versuchspersonen, die diese Zustände beibehalten können, berichten, dass das Aufkommen von zufälligen Gedanken deutlich verringert wird, und dass dieser von Gefühlen tiefen inneren Friedens und erhöhtem intuitivem Bewusstsein begleitet wird.

[0007] Wir haben ferner beobachtet, dass positive emotionale Zustände, welche zu dem Mitnahme- bzw. Entrainment-Modus führen, deutliche Änderungen in den dynamischen Schlagmustern des Herzens erzeugten. Ein Verfahren zur quantitativen Bestimmung und Analyse und quantitativen Bestimmung dieser Herzrhythmen wird Analyse der Herzfrequenzvariabilität (HRV) genannt. Die normale Ruheherzfrequenz bei gesunden Personen ändert sich dynamisch von Moment zu Moment. Die Herzfrequenzvariabilität, die von dem Elektrokardiogramm (EKG) oder Puls abgeleitet wird, ist ein Maß dieser natürlich auftretenden Herzschlag-zu-Herzschlag-Veränderungen der Herzfrequenz und ist ein wichtiger Indikator für die Gesundheit und die Fitness. Die HRV wird von verschiedenen Faktoren beeinflusst, u.a. physikalische Bewegung, Schlaf und mentaler Aktivität und reagiert insbesondere auf Stress und Änderungen im emotionalen Zustand. Die Analyse der HRV kann wichtige Informationen in Bezug auf die Funktion und die Balance des vegetativen Nervensystems bereitstellen, da sie zwischen einer sympathischen und parasympathischen Regelung der Herzfrequenz unterscheiden kann. Eine verringerte HRV ist ferner eine leistungsstarke Vorhersagemöglichkeit für zukünftige Herzerkrankungen, eine erhöhte Gefahr für plötzlichen Tod sowie für alle Gründe einschließende Mortalität.

[0008] Die Frequenzbereichsanalyse zerlegt das Herzfrequenz-Tachogramm oder die Signalform in ihrer einzelnen Frequenzkomponenten und bestimmt diese quantitativ in Form der relativen Intensität, in Form der spektralen Leistungsdichte (PSD – power spectral density). Durch Anwendung von Spektralanalyse-Techniken auf die HRV-Signalform, können deren verschiedene Frequenzkomponenten, welche die Aktivität der sympathischen oder parasympathischen Zweige des vegetativen Nervensystems repräsentieren, unterschieden werden. Das HRV-Leistungsspektrum wird in drei Frequenzbereiche oder -bänder unterteilt: sehr niedrige Frequenz (VLF – very low frequency), 0,33 bis 0,04 Hz; niedrige Frequenz (LF – low frequency), 0,04 bis 0,15 Hz; und hohe Frequenz (HF – high frequency), 0,15 bis 0,4 Hz.

[0009] Das Hochfrequenz (HF)-Band wird weit verbreitet als Maß für die parasympathische oder vagale Aktivität aufgefasst. Der Peak bzw. die Spitze in diesem Band entspricht den Herzfrequenzvariationen, die mit dem Atemzyklus verbunden sind, und wir im allgemeinen als respiratorische Sinus-Arrhythmie bezeichnet. Eine verringerte parasympathische Aktivität wurde bei Personen mit mentalem oder emotionalem Stress gefunden, die an Panik, Angst oder Sorge und Depression litten.

[0010] Der Niederfrequenz (LF)-Bereich kann sowohl sympathische als auch parasympathische Aktivität reflektieren, insbesondere bei Kurzzeit-Aufzeichnungen. Parasympathische Einflüsse liegen insbesondere vor, wenn die Respirations-Raten unterhalb von sieben Atemzügen pro Minute liegen, oder wenn eine Person einen tiefen Atemzug nimmt. Dieser Bereich wird ebenfalls der "Barorezeptor-Bereich" genannt, da er auch die Barorezeptor-Aktivität widerspiegelt und gelegentlich Blutdruckwellen-Aktivität und -Resonanz.

[0011] Wenn das HRV-Muster und die Atmung einer Person synchronisiert oder gekoppelt (trained) sind, wie dies in Zuständen tiefer Entspannung, im Schlaf oder bei Verwendung von Techniken zum Ermöglichen der vegetativen Balance, wie z.B. Freeze-Frame und dem Heart-Lock-In, passieren kann, liegt die Frequenz, bei welcher das Entrainment auftritt, oft in der Nähe von 0,1 Hertz. Dies liegt in der Mitte des LF-Bandes und könnte als großer Anstieg der sympathischen Aktivität fehlinterpretiert werden, obwohl es in Wirklichkeit in erster Linie auf einen Anstieg der parasympathischen Aktivität und der vaskulären Resonanz zurückzuführen ist. Hochentwickelte Modelltechniken haben gezeigt, dass in normalen Zuständen ungefähr 50 % der Gesamtleistung in dem LF-Band durch neuronale Signale zu erklären ist, die auf den Sinusknoten einwirken und auf einer

zentralen Ebene erzeugt werden, und der größte Teil der verbleibenden Leistung zurückzuführen ist auf Resonanz in der arteriellen Druckregelrückkopplungs-Schleife. Das sympathische System scheint keine Rhythmen zu erzeugen, die deutlich oberhalb von Frequenzen von 0,1 Hz auftreten, während beobachtet werden kann, dass das parasympathische System bis hinunter zu Frequenzen von 0,05 Hz arbeitet. Daher moduliert bei Personen, die Perioden langsamer Atmungsfrequenz haben, die parasympathische Aktivität den Herzrhythmus bei einer Frequenz, die in dem LF-Band liegt. Um zu unterscheiden, welcher der ANS-Zweige Leistung in den LF-Bereich pumpt, sollte daher sowohl die Atmung als auch PTT gleichzeitig aufgezeichnet und berücksichtigt werden.

[0012] Der Anstieg der LF-Leistung während des Kopplungs- bzw. Entrainment-Modus kann eine erhöhte afferente Barorezeptor-Aktivität darstellen. Es wurde gezeigt, dass das LF-Band eine erhöhte afferente Aktivität von Barorezeptoren widerspiegelt. Es wurde tatsächlich gezeigt, dass das LF-Band Barorezeptor-Reflex-Empfindlichkeit widerspiegelt und durch physiologische Zustände beeinflusst wird. Es ist bekannt, dass eine erhöhte Barorezeptor-Aktivität den sympathischen Ausfluss von dem Gehirn zu den peripheren vaskulären Lagern hemmt, wohingegen Stress den sympathischen Ausfluss erhöht und die Baroreflex-Aktivität hemmt. Der während des Zustands tiefer anhaltender Wertschätzung gesehene Anstieg der LF-Leistung kann wichtige Implikationen für die Hypertonie-Kontrolle haben, da die Baroreflex-Empfindlichkeit bei diesen Personen verringert ist.

[0013] Es gibt einen wahrnehmbaren und klaren Übergang nach der FF-Intervention in den Entrainment-Modus, welcher an den HRV-Signalformen und den PSD-Daten zu erkennen ist. Außerdem berichten viele Versuchspersonen, dass sie die FF-Technik verwenden können, während sie in einem "angespannten" Gespräch mit jemandem sind und beginnen zu reagieren. Selbst unter diesen Bedingungen zeigen die HRV-Signalformen an, dass sie sich verschieben können und den Entrainment-Zustand aufrechterhalten können.

[0014] Aus Tachogramm-Daten kann man entnehmen, dass, wenn man sich von einem Frustrationzustand zu einem Zustand aufrichtiger Wertschätzung bewegt, ein Übergang in den Signalformen von einer verrauschten Welle großer Amplitude zu einer nicht harmonischen Signalform ähnlicher Amplitude (Entrainment) auftritt. Wir haben ferner identifiziert, dass ein zusätzlicher Zustand, den wir "verstärkten Frieden" nennen, diesen speziellen emotionalen Zustand sehr tiefen Friedens und innerer Harmonie anzeigt. In diesem Zustand wird die HRV-Signalform zu einer Welle mit kleinerer Amplitude (innere Kohärenz). Im Allgemeinen verläuft der Übergang in dem Frequenzbereich (PSD) von einem Breitbandspektrum moderater Amplitude zu einem Schmalbandspektrum um 0,1 Hz mit sehr großer Amplitude (Entrainment) und dann zu einem Breitbandspektrum sehr kleiner Amplitude (innere Kohärenz).

[0015] Bei den meisten Personen ist eine kleine HRV bis nahe Null, die gerade beschrieben wurde, ein Indikator für einen möglicherweise pathologischen Zustand oder für das Altern, da sie einen Verlust der Flexibilität des Herzens zur Frequenzänderung bedeutet oder einen verringerten Informationsfluss in der ANS. Bei trainierten Versuchspersonen ist es jedoch eine Anzeige von außergewöhnlichem Selbstmanagement ihrer Emotionen und des vegetativen Nervensystems, da ihre HRV normalerweise groß ist, und die Verschiebung in den inneren Kohärenz-Modus ein Ergebnis des bewussten Eintritts in den verstärkten Friedenzustand ist. Dies unterscheidet sich sehr von einem der verringerten HRV zugrunde liegendem pathologischen Zustand (in derartigen Fällen ist die HRV immer niedrig). Die Verbindung zwischen emotionalen Zuständen und HRV könnte möglicherweise die gelegentliche Beobachtung von niedriger HRV in ansonsten gesunden Versuchspersonen erklären, wobei dies die klinische Verwendbarkeit der HRV-Analyse zum eindeutigen Vorhersagen einer Krankheit beeinträchtigt hat.

[0016] Während des Zustands innerer Kohärenz ist das von dem Herzen erzeugte elektromagnetische Energiefeld, das man bei einer schnellen Fourier-Transformations (FFT)-Analyse eines Elektrokardiogramm (EKG)-Signals sieht, ein klares Beispiel für ein kohärentes elektromagnetisches Feld. Jüngste Fortschritte in dem Verständnis der Wechselwirkung zwischen kohärenten Signalen und Rauschen in nicht-linearen Systemen haben zu der Vorhersage geführt, dass diese nicht-thermischen, kohärenten elektromagnetischen Signale von Zellen detektiert werden können. Weitere Ergebnisse legen nahe, dass kohärente elektromagnetische Felder wichtige Auswirkungen auf die zelluläre Funktion haben. Beispielsweise wurde vor kurzem gezeigt, dass nicht-thermische elektromagnetische Signale mit extrem niedriger Frequenz die intrazelluläre Kalzium-Signalgebung beeinflussen können. Darüber hinaus wurde gezeigt, dass kohärente elektromagnetische Felder deutlich größere zelluläre Effekte als inkohärente Signale auf enzymatischen Stoffwechselbahnen erzeugen, beispielsweise Ornithin-Decarboxylase-Aktivität. Diese Tatsache deutet darauf hin, dass der Zustand der inneren Kohärenz auch die zelluläre Funktion beeinflussen kann und eine potentielle Verbindung zwischen emotionalen Zuständen, vegetativer Funktion, HRV und zellulären Prozessen bereitstellt.

[0017] Es hat sich gezeigt, dass eine bewusste Konzentration der Aufmerksamkeit und/oder positive Emotionen HRV und PSD signifikant beeinflussen. Die Ergebnisse unserer Forschung unterstützen die vorherige Arbeit und weisen darauf hin, dass psychologische Interventionen, die negative emotionale Zustände minimieren und positive emotionale Zustände fördern, signifikant die kardiovaskuläre Funktion beeinflussen können.

[0018] Die Ergebnisse der Arbeit auf diesem Gebiet zeigen, dass aufrichtige Gefühle von Wertschätzung eine spektrale Leistungsverschiebung in Richtung LF- und HF-Aktivität erzeugen und beinhalten, dass 1) die größeren Zentren des Körpers, die biologische Oszillatoren enthalten, als gekoppelte elektrische Oszillatoren wirken können, 2) dass diese Oszillatoren mit mentaler und emotionaler Selbstkontrolle in den synchronisierten Betriebsmodus gebracht werden können, und 3) dass die Effekte einer solchen Synchronisierung auf den Körper mit signifikanten Verschiebungen in der Wahrnehmung und der kardiovaskulären Funktion korreliert sind. Es liegt nahe, dass positive Emotionen zu Veränderungen der sympathovagalen Balance führen, die hilfreich bei der Behandlung von Hypertonie sein können und die Gefahr des plötzlichen Todes bei Patienten mit kongestiver Herzinsuffizienz und koronarer Arterienerkrankung verringern.

[0019] Es besteht ein Bedarf an der Bereitstellung quantifizierter Informationen in Bezug auf die Balance der ANS, die leicht zu verwenden sind und keine umfangreichen Biofeedback-Geräte erfordern. Es wird ferner ein mobiles Verfahren zur Überwachung dieser Balance zur Anwendung im täglichen Leben benötigt.

Offenbarung der Erfindung

[0020] Die vorliegende Erfindung stellt ein Verfahren zum Messen bestimmter Körperrhythmen bereit, und dann zum Analysieren dieser Informationen, um indirekt den Entrainment-Zustand zu bestimmen, der auch die Balance zwischen den sympathischen und parasympathischen Anteilen des vegetativen Nervensystems widerspiegelt.

[0021] Ein Verfahren und eine Einrichtung gemäß den Oberbegriffen der entsprechenden Ansprüche 1 und 11 ist bekannt aus Tiller et al.: "Cardiac coherence: A new, noninvasive measure of autonomic nervous system order" Alternative Therapies in Health and Medicine, Band 2, Nr.1, Januar 1996, Seiten 52–58.

[0022] Gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, umfasst ein Verfahren die Schritte, dass der Herzschlag eines Subjektes bzw. einer Person abgetastet wird, dass eine Herzfrequenzvariabilität (HRV) des Herzschlages als Funktion der Zeit (HRV(t)) bestimmt wird, dass HRV(t) als Funktion der Frequenz ausgedrückt wird (HRV(f)), dass eine Verteilung der Frequenzen in HRV(f) bestimmt wird, dass eine Spitzenfrequenz von HRV(f) ausgewählt wird, dass die Energie bei der Spitzenfrequenz (E_{Spitze}) bestimmt wird, dass die Energie bei Frequenzen unterhalb der Spitzenfrequenz ($E_{\text{unterhalb}}$) und oberhalb der Spitzenfrequenz (E_{oberhalb}) bestimmt wird, dass ein Verhältnis von E_{Spitze} zu $E_{\text{unterhalb}}$ und E_{oberhalb} bestimmt wird, und dem Subjekt eine Darstellung eines mit diesem Verhältnis in Relation stehenden ersten Parameters in einem ersten Darstellungsformat zur Verfügung gestellt wird.

[0023] Gemäß einem Aspekt der vorliegenden Erfindung umfasst eine Einrichtung Abtastmittel, die zum Abtasten eines Herzschlages eines Subjektes bzw. einer Person über eine erste vorgegebene Zeitperiode eingerichtet sind, eine Anzeigeeinheit, eine mit den Abtastmitteln und der Anzeigeeinheit gekoppelte Verarbeitungseinheit, wobei die Verarbeitungseinheit eingerichtet ist, um eine Herzfrequenzvariabilität (HRV) des Herzschlages zu bestimmen, indem das Intervall zwischen jedem Herzschlag während der ersten vorgegebenen Zeitperiode gemessen wird, wobei HRV eine Funktion der Zeit ist, um eine Frequenzverteilung der HRV zu bestimmen, wobei die Frequenzverteilung wenigstens eine Spalte bzw. einen Peak mit einer ersten Anzahl von Frequenzen aufweist, um einen ersten Parameter der Frequenzverteilung der HRV zu bestimmen, wobei der erste Parameter ein Verhältnis der Fläche unter der wenigstens einen Spalte zu der Fläche unter dem Rest der Frequenzverteilung ist, und um den ersten Parameter zur Präsentation für das Subjekt an die Anzeigeeinheit auszugeben.

[0024] Gemäß einem Aspekt der vorliegenden Erfindung umfasst ein Verfahren die Schritte, dass Herzfrequenzvariabilitäts (HRV)-Informationen empfangen werden, wobei die HRV-Informationen die Zeitintervalle zwischen jedem Herzschlag eines Subjektes während einer ersten vorgegebenen Zeitperiode umfassen, die HRV als Funktion der Frequenz ausgedrückt wird, dass die Leistung in der HRV über einen ersten Frequenzbereich bestimmt wird, dass eine Leistungsspitze in dem ersten Frequenzbereich ausgewählt wird, dass ein erster Parameter berechnet wird, der die Leistung in der ausgewählten Leistungsspitze zur Leistung in der HRV über einen zweiten Frequenzbereich in Relation setzt, und dass der erste Parameter dem Subjekt präsentiert wird.

Kurzbeschreibung der Zeichnungen

[0025] Die vorliegende Erfindung ist anhand einer Beschreibung von bevorzugten Ausführungsformen in Verbindung mit den beigefügten Zeichnungen besser zu verstehen, in denen:

[0026] [Fig. 1](#) in sehr schematischer Form die Art und Weise veranschaulicht, in der man glaubt, dass die sympathischen und parasympathischen Subsysteme des vegetativen Nervensystems (ANS – autonomic nervous system) eines höheren Organismus gegenseitig die Herzfrequenzvariabilität (HRV) beeinflussen;

[0027] [Fig. 2](#) zeigt eine Leistungsspektrum-Verteilung (PSD) der HRV, die gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung bestimmt wurde;

[0028] [Fig. 3](#) zeigt für vier verschiedene ANS-Zustände, die charakteristische Zeitbereichs-HRV und die zugehörige PSD;

[0029] [Fig. 4A](#) bis [Fig. 4C](#) zeigen die HRV eines Subjekts im Zeitbereich, die Puls-Transit-Zeit und Respirationsraten und die zugehörigen PSDs, bevor und nachdem das Subjekt bewusst ein emotionales Selbstregelprotokoll ausführt, das speziell zur Verbesserung der Balance des ANS konzipiert ist;

[0030] [Fig. 5](#) zeigt eine Einrichtung zum Messen von HRV und zum Berechnen des Entrainment-Grades, welcher wie zuvor beschrieben, auch ein Indikator für eine erhöhte vegetative Balance (AB – autonomic balance) ist, und zwar gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung;

[0031] [Fig. 6](#) zeigt ein Format zum gleichzeitigen Anzeigen von HRV und des Entrainment-Verhältnisses, die gemäß der vorliegenden Erfindung bestimmt werden;

[0032] [Fig. 7A](#) bis [Fig. 7E](#) zeigen als Ablaufdiagramm einen Prozess zum Berechnen von AB gemäß der vorliegenden Erfindung;

[0033] [Fig. 8A](#) bis [Fig. 8F](#) zeigen die Schritte des Prozesses gemäß [Fig. 7A](#) bis [Fig. 7E](#);

[0034] [Fig. 9](#) zeigt einen Handapparat zum Berechnen von AB; und

[0035] [Fig. 10](#) bis [Fig. 12](#) zeigen drei verschiedene Sequenzen von graphischen Anzeigen, welche animierte visuelle Darstellungen des erreichten Entrainment-Levels zur Verfügung stellen, der gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung bestimmt wird.

Bester Modus zum Ausführen der Erfindung

[0036] In der folgenden Beschreibung der Erfindung und ihrer verschiedenen Aspekte und Ausführungsformen verwenden wir bestimmte Begriffe. Zur leichteren Bezugnahme sind unsere bevorzugten Definitionen von diesen wie folgt:

Wie oben angegeben, ist Freeze-Frame eines der Werkzeuge, das in dem HeartMath-System des Selbstmanagements verwendet wird. Es besteht darin, dass mentale und emotionale Reaktionen auf entweder externe oder interne Ereignisse bewusst ausgeschaltet werden und dass dann der Mittelpunkt der Aufmerksamkeit von dem Verstand und den Emotionen auf den physikalischen Bereich um das Herz verschoben wird, während man sich auf eine positive Emotion, beispielsweise Liebe oder Wertschätzung, konzentriert. Dieses Instrument ermöglicht der Person, ihre Aufmerksamkeit von dem Verstand auf das Herz zu verschieben. Eine derartige Verschiebung führt in dem Moment zu einer weiteren und objektiveren Wahrnehmung.

[0037] Wie er im Folgenden verwendet wird, soll der Begriff "Wertschätzung" den Zustand beschreiben, in welchem das Subjekt bzw. die Versuchsperson eine klare Wahrnehmung oder Erkenntnis von Gefühlen aufrichtiger oder aktiver Wertschätzung für jemanden oder etwas erfährt. Es ist das vom Herzen gefühlte Gefühl der Wertschätzung, welches mit den HRV-Änderungen verbunden ist, im Gegensatz zu dem mentalen Konzept der Wertschätzung, welches derartige HRV-Änderungen nicht zu erzeugen scheint. Der Begriff "verstärkter Frieden" soll einen inneren Zustand beschreiben, in welchem ein viel tieferer Zustand von Frieden und Zenitiertheit erfahren wird, als es normalerweise der Fall ist. In diesem Zustand hat man auch das Gefühl an der Schwelle einer neuen Bewusstseinsdimension zu stehen. Es gibt ein Gefühl des inneren Gleichgewichts und ein Bewusstsein, dass man einen neuen Intuitionsbereich erreicht hat. Wie es mit jedem erfahrenen Zustand ist, ist es schwierig Wörter zu finden, die ihn adäquat beschreiben. Es ist kein Zustand, in welchem man nor-

malerweise herumläuft, sondern in dem man nur für relativ kurze Zeitperioden eintritt. Allerdings mit zunehmender Übung darin, auf das Herz konzentriert zu bleiben, können die Zeiten in diesem Zustand erhöht werden. Er kann auch als ähnlich zu denjenigen Momenten beschrieben werden, die man manchmal am Strand oder im Wald hat, wenn man sich in einem besonders tiefen Kontakt mit der Natur oder mit sich selbst fühlt, der über die normale eigene Erfahrung hinausgeht. Oft finden wir in diesen Momenten die Antworten auf tiefere Fragen oder Probleme, die uns beschäftigen.

[0038] Mit dem Begriff "biologische Oszillatoren" bezeichnen wir Zellen oder Gruppen von Zellen, welche eine rhythmische Oszillation erzeugen. Wenn der instantane systemische arterielle Druck kontinuierlich aufgezeichnet wird, werden Schwankungen mit jedem Herzschlag und jedem Atemzug gesehen. Diese rhythmische Aktivität in dem vegetativen Nervensystem scheint von wenigstens drei biologischen Oszillator-Systemen unterstützt zu werden: 1) zentrogene Rhythmen im Hirnstammnetzwerk mit fakultativer Kopplung (Entrainment) mit dem respiratorischen Oszillator, 2) das Barorezeptor-Feedback-Netzwerk und 3) die Autorhythmie des vaskulären glatten Muskels. Die Tatsache, dass jeder Oszillator andere Frequenzen entwickeln kann, und dass das Nacheilen der Phase zwischen den Oszillationen leicht variieren kann, erklärt die allgemeine Erfahrung, dass Blutdruckwellen sehr variabel und nicht vorhersehbar sind. Das Vorhandensein verschiedener Oszillatoren mit ähnlichen Grundfrequenzen ermöglicht die Synchronisierung und das Entrainment zwischen Oszillatoren. Daraus können wir annehmen, dass Zustände von regelmäßigen und stabilen Blutdruckwellen die gekoppelte Aktion des komplexen Multi-Oszillator-Systems ausdrücken.

[0039] Die arterielle Puls-Transit-Zeit (PTT – pulse transit time) ist ein Maß der Geschwindigkeit der Bewegung der arteriellen Pulswelle von dem Herzen zu irgendeinem peripheren Aufzeichnungsort. Sie wird als nicht invasive Methode zur Überwachung der Elastizität der Arterienwände und zum Anzeigen von Änderungen im Blutdruck von Schlag zu Schlag verwendet. Der arterielle Druckpuls ist eine Druckwelle, die sich schnell im arteriellen System bewegt. Die Pulswellengeschwindigkeit (4 bis 5 m/sec) ist wesentlich höher als die Blutströmungsgeschwindigkeit (< 0,5 m/sec). Die Pulswellengeschwindigkeit verändert sich bei druckbezogenen Änderungen in der Elastizität der arteriellen Wand direkt. Je steifer oder kontrahierter die Arterienwand ist, desto höher ist die Wellengeschwindigkeit. Daraus folgt, dass PTT sich invers mit dem Blutdruck ändern sollte. Übliche Abschätzungen der Größe dieses Effektes zeigen an, dass PTT sich um ungefähr 1 ms pro mm Hg-Druckänderung ändert.

[0040] Wir werden auch die Ergebnisse bestimmter in unseren Labors durchgeföhrter Studien beschreiben. Um die Art und die Bedingungen derartiger Studien besser zu verstehen, möchten wir unsere Schlüsselprozeduren beschreiben:

Für Laborstudien werden vorausgewählte Personen, die in der FF-Technik trainiert sind, in geraden Sitzen mit hoher Rückenlehne platziert, um Haltungsänderungen zu minimieren, mit EKG-Elektroden versehen und ihnen wird dann eine 10-minütige Ruheperiode gegeben. Während der Ruheperiode werden EKG-Messungen aufgezeichnet und die letzten fünf Minuten werden als Grundlinien-Periode verwendet. Die Aufzeichnung wird fortgesetzt, während die Versuchspersonen aufgefordert werden, die FF-Technik zu verwenden und sich während der nächsten fünf Minuten bewusst auf einen Zustand der Liebe zu konzentrieren. Bei jeder Sitzung wird eine ausgewählte Anzahl von Versuchspersonen bewertet. Nachdem sachkundige Zustimmung erhalten wurde, und vor jeder Sitzung werden die Versuchspersonen aufgefordert, sich nicht zu unterhalten, nicht einzuschlafen, ihren Körper nicht übermäßig zu bewegen und ihre Atmung nicht bewusst zu ändern. Die Versuchspersonen werden sorgfältig überwacht, um sicherzustellen, dass es während der Sitzung keine starken Atmungs- oder Haltungsänderungen gibt.

[0041] Die gleichen Versuchspersonen werden gebeten, über eine 24-stündige Periode, welche einen normalen Arbeitstag an ihrem Arbeitsplatz umfasst, einen tragbaren EKG-Schreiber zu tragen. Sie werden gebeten, die FF-Technik bei wenigstens drei verschiedenen Gelegenheiten anzuwenden, wenn sie Stress erfahren oder sich nicht im Gleichgewicht fühlen. Sie werden angewiesen, die Markiertaste jedes Mal zu drücken, wenn sie die FF-Technik verwenden. Dieser Teil der Studie dient dazu, dass Gleichgewicht des vegetativen Nervensystems in einer stressreichen Umgebung im wirklichen Leben zu bewerten und die Effizienz der FF-Technik zum bewussten Verbessern der sympathovagalen Balance zu bestimmen. Allgemein wurden Ag/AgCl-Einweg-Elektroden für alle bipolaren EKG-Messungen verwendet. Die positive Elektrode ist auf der linken Seite bei der sechsten Rippe angeordnet und die Referenz wird in der rechten supraklavikularen Fossa angeordnet. Zur EKG-Verstärkung werden Verstärker des Grass-Modells 7P4 verwendet. Die Atmung wird mit einem piezoelektrischen Resp-EZ-Gürtel um die Brust überwacht. Ein Grass-Modell-80-Herzmikrophon wird verwendet, wenn die Blutdruckwelle zur Berechnung der Puls-Transit-Zeit (PTT) aufgezeichnet wird. Das PTT-Intervall ist die Zeit zwischen der Spitze der R-Welle des EKGs und dem Auftreten der der gleichen Herzkontraktion zuordneten Pulswelle an dem Zeigefinger der linken Hand. Bei den Studien außerhalb des Labors wird die am-

bulante EKG-Aufzeichnung mit einem Holter-Aufzeichnungssystem vom Modell Del Mar 363 ausgeführt.

[0042] Während der Datenanalysephase hat die HRV-Signalform die Form eines R-R-Intervall-Tachogramms. Die Spektralanalyse dieses Signals wird gewonnen aus der sukzessiven diskreten Folge von R-R-Dauerwerten, die aus dem EKG-Signal gewonnen werden, das mit 256 Hz abgetastet wird und einer FFT unterzogen wird. Alle Daten einer Laborstudie werden mit Hilfe eines 16-Bit-Digitalisierers Bio Pac und einem Software-System digitalisiert. Die gesamte spätere Analyse, einschließlich FFT, PSD und Zeitbereichsmessungen wird von der DADiSP/32-Digitalsignalverarbeitungs-Software ausgeführt. Alle FF-Antworten von den Holter-Band-Daten, welche störungsfrei sind, werden für die Analyse verwendet.

[0043] Für eine Laborstudie werden HRV-Daten für 5 Minuten vor und 5 Minuten während der Ausübung von FF analysiert. Die Zeitbereichskurven werden dadurch analysiert, dass die gesamte mittlere Herzfrequenz für beide 5-Minuten-Perioden gewonnen wird, und die Standardabweichung um den Mittelwert berechnet wird. FFTs der Zeitbereichsdaten werden dadurch analysiert, dass das Leistungsspektrum in drei Frequenzbereiche unterteilt wird: VLF (0,01 bis 0,05 Hz), LF (0,05 bis 0,15 Hz) und HF (0,15 bis 0,5 Hz). Das Integral der Gesamtleistung in jedem dieser Bereiche, die Gesamtleistung über alle Bereiche (VLF + LF + HF), das Verhältnis VLF/HF und das Verhältnis LF/(VLF + HF) werden für jede Person in der Grundlinie und in den FF-Perioden berechnet. Die folgenden Kriterien werden verwendet, um die Versuchspersonen in zwei Untergruppen einzuteilen:

Entrainment-Modus, der gekennzeichnet ist durch ein sehr schmalbandiges Signal hoher Amplitude in dem LF-Bereich des HRV-Leistungsspektrums und ohne weitere signifikante Spitzen in dem VLF- oder HF-Bereich und ein relativ harmonisches (Sinuswellen ähnliches) Signal in der Zeitbereichskurve der HRV-Daten; und innerer Kohärenz-Modus, der gekennzeichnet ist durch ein bewusst erzeugtes Signal sehr niedriger Amplitude für das gesamte HRV-Leistungsspektrum im Vergleich zur Grundlinie. Der letzte Diskriminator für diesen Modus ist das EKG-Amplitudenspektrum, bei dem die ersten sieben o. dgl. Oberschwingungen der Grundfrequenz klar angezeigt werden, und zwar mit nur sehr wenigen einer signifikante Amplitude aufweisenden Zwischenfrequenzen.

[0044] Im Allgemeinen werden die Rohdaten-Grundlinienwerte zu Emotionsausdruckswerten dadurch auf Signifikanz analysiert, dass der Wilcoxon Signed Rank Test bzw. Vorzeichen-Rang-Test (T) verwendet wird, der die Summe der Ränge für positive und negative Differenzen für jede Gruppe verwendet. Wilcoxon-p-Werte werden aus der Tabelle der kritische Werte für den Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test (T) gewonnen. Wenn eine Gruppe als Ganze analysiert wird, gibt es üblicherweise keine Änderung der Herzfrequenz oder der Herzfrequenz-Standardabweichung während der FF-Periode. Allerdings zeigt die spektrale Leistungsanalyse normalerweise eine signifikante Abnahme in dem Verhältnis VLF/HF und einen signifikanten Anstieg der LF-Leistung ($p < 0,01$), HF-Leistung ($p < 0,01$) und in dem Verhältnis LF/(VLF + HF) ($p < 0,01$), wobei p die Wahrscheinlichkeit ist.

[0045] Ein stark vereinfachter Überblick über einige der Signale und Funktionen des menschlichen Körpers ist in [Fig. 1](#) dargestellt. Diese Figur soll nicht alle Funktionen des vegetativen Nervensystems eines Menschen umfassen, sondern liefert Beispiele für diejenigen Signale und Funktionen, von denen derzeit geglaubt wird, dass sie direkt mit der Funktionsweise des Herzens in Relation stehen. Wie in [Fig. 1](#) dargestellt ist, empfängt der Hirnstamm **5** überall aus dem Körper verschiedene Eingangssignale, die Steuer- und Statusinformation umfassen. So empfängt der Hirnstamm **5** beispielsweise Informationen, die die Atmung, den Blutdruck, die Thermoregulation und Renin-Angiotensin betreffen sowie zahlreiche andere Systemeingaben. Der Hirnstamm **5** arbeitet als Steuerzentrum des zentralen Nervensystems (CNS) und summiert (Σ) kontinuierlich alle afferenten Informationen und synthetisiert über entweder das sympathische oder parasympathische Subsystem entsprechende Ausgaben an das Herz **7**.

[0046] Die Forschung hat gezeigt, dass die Ausgangssteuersignale des sympathischen Systems, welches für eine erhöhte Herzfrequenz und den Blutdruck zuständig ist, beispielsweise als Reaktion auf wahrgenommene Gefahr, tendenziell relativ niederfrequente (LF) Rhythmen sind. Dagegen umfasst das parasympathische System, welches zur Begrenzung oder Unterdrückung der Wirkungen des sympathischen Systems dient, tendenziell relativ hochfrequente (HF) Signale. Ganz allgemein erzeugt das parasympathische System tendenziell einen ruhigen, entspannten Zustand, wohingegen das sympathische System einen aktiveren, aufgeregten Zustand erzeugt. Beispielsweise ist beim Einatmen das parasympathische System gehemmt und das sympathische System stärker aktiv, wobei dies zu einem Anstieg der Herzfrequenz führt. Dagegen ist beim Ausatmen das parasympathische System aktiv, wobei diese zu einem stärker parasympathischen Signal an das Herz führt, und die Herzfrequenz nimmt ab.

[0047] Der Hirnstamm **5** empfängt ferner afferente Informationen von dem Barorezeptor-Netzwerk und anderen überall im Herz und im Aorten-Bogen des Herzens **7** angeordneten Rezeptor-Neuronen, die für Stress (Druck) und chemische Änderungen im Herz **7** empfindlich sind. Wenn das Herz **7** schlägt und dessen Wände anschwellen, werden verschiedene Barorezeptoren getriggert, welche Signale in Abhängigkeit von der Herzfrequenz bereitstellen, wobei eine erhöhte Herzfrequenz üblicherweise von erhöhten Barorezeptor-Signalen widergespiegelt wird.

[0048] Als Antwort auf die parasympathischen und sympathischen Steuersignale von dem Hirnstamm **5** verändert sich die Herzfrequenz **7**. Der Sinus-Knoten (SN) des Herzens **7** ist eine Gruppe aus Zellen, welche als natürliche Schrittmacher arbeiten, um den Beginn des Herzschlages mit einer Frequenz zu initialisieren, welche nicht-linear in Relation steht zu der relativen Stärke dieser autonomen Steuersignale. Es wurde festgestellt, dass das Herz mit einer bestimmten Variabilität schlägt, wobei die Zeit zwischen den Schlägen nicht konstant ist, sondern entsprechend dem veränderlichen relativen Gleichgewicht zwischen den parasympathischen und sympathischen Signalen variiert. Eine übliche Herzfrequenzvariabilitäts (HRV – heart rate variability)-Signalform ist in [Fig. 1](#) dargestellt. Man beachte, dass, wie es dargestellt ist, HRV nicht konstant ist, sondern sich über die Zeit verändert, während es jedoch ein im Allgemeinen zirkuläres Muster zeigt.

[0049] [Fig. 2](#) zeigt beispielhaft die Transformation einer am günstigsten im Zeitbereich gemessenen HRV-Signalform in den Frequenzbereich. Eine derartige Transformation kann mit Standard-Digitalsignalverarbeitungs (DSP)-Verfahren ausgeführt werden, beispielsweise mit der bekannten schnellen Fourier-Transformation (FFT). Diese führt zu einer Art Histogramm, welches die relativen Amplituden für die verschiedenen Frequenzkomponenten (rhythmisches Muster) in der Zeitbereichsignalform misst. Schnelle Echtzeitrhythmen werden in Spitzen in dem Hochfrequenz-Bereich (rechte Seite) des Spektrums abgebildet, wohingegen langsame Rhythmen links erscheinen, auf der niederfrequenten Seite. Jeder vorhandene Peak (Spitze) kann auf einen einzelnen rhythmischen Prozess oder auf eine Mischung von Rhythmen mit sehr ähnlichen Frequenzen zurückzuführen sein. Das letztere wird sowohl zur Höhe eines Peaks beitragen, aber auch dessen Breite vergrößern. Im Falle der Herzfrequenzanalyse sind verschiedene Frequenzen (Peaks) in dem Leistungsspektrum auf zirkuläre Fluktuationen in der vegetativen (d.h. sympathischen und parasympathischen) Aktivität zurückzuführen.

[0050] Im Frequenzbereich wird die Leistungsspektrum-Verteilung (PSD – power spectrum distribution) unter Verwendung bekannter DSP-Techniken berechnet und auf der vertikalen Achse aufgetragen, wobei die Frequenz auf der horizontalen Achse aufgetragen wird. Im Allgemeinen ist das Leistungsspektrum einer Signalform der Verlauf der Signalamplitude für jede Komponente zum Quadrat, und zwar als Funktion der Frequenz dieser Komponente. Ein derartiger Verlauf zeigt die Signalleistung in der Einheit Energie pro Hertz, die einem schalen Frequenzbereich entspricht als Funktion der Frequenz f . Bei dem vorliegenden Beispiel ist die Einheit von PSD als Leistungsmessung angegeben, speziell als Schläge-pro-Minute zum Quadrat pro Sekunde (BPM^2/Hz , wobei Hertz (Hz) entweder die Frequenz oder Zyklen-pro-Sekunde sind).

[0051] Es ist allgemein bekannt, dass der mentale und emotionale Zustand eines Menschen signifikante Auswirkungen auf die ANS-Aktivität, und insbesondere auf das Gleichgewicht zwischen dem parasympathischen und dem sympathischen Subsystem hat. Derartige Effekte können in den HRV-Signalformen klar gesehen werden. Wir haben herausgefunden, dass Aufregung oder Angst üblicherweise einen ungeordneten Zustand bzw. Krankheit verursacht, wohingegen Emotionen, wie Wertschätzung oder Liebe, zu einem Zustand erhöhter Ordnung führen. Es wurde gezeigt, dass der letztgenannte Zustand die Kopplung zwischen der Atmung und der HRV sowie anderen oszillatorischen Systemen in dem Körper fördert. In dieser Beschreibung wird der Zustand, in welcher die HRV-Signalform und die respiratorische Signalform bei der gleichen Frequenz und in der Nähe der Frequenz von 0,1 Hz arbeiten und als Sinus-Welle erscheinen als Entrainment bzw. Kopplung bezeichnet. Da dokumentiert wurde, dass dieser Herzfunktions-Modus mit einem erhöhten Gleichgewicht zwischen dem sympathischen und parasympathischen Zweig des Nervensystems korreliert, wird er auch als ein Zustand "vegetativen Gleichgewichts" (AB – autonomic balance) bezeichnet. Die vorliegende Erfindung dient speziell dazu, einen Anwender dieser Erfindung beim gewollten Erreichen des Entrainments und AB zu unterstützen oder dieses zu erleichtern. Sobald dies erreicht ist, werden verschiedene gut dokumentierte vorteilhafte physiologische Prozesse verstärkt. Verschiedene weiter unten erörterte Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung sind speziell dazu konzipiert, um ein visuelles Feedback für den Benutzer in einer Weise zur Verfügung zu stellen, welche dazu führt, dass die wesentlichen Entrainment- und AB-Merkmale weiter verstärkt und verlängert werden.

[0052] In [Fig. 3A](#) ist die Zeitbereichs-HRV einer Versuchsperson in verschiedenen emotionalen Zuständen dargestellt; [Fig. 3B](#) zeigt die zugehörigen PSDs. Als Grundlinienbedingung wird es angesehen, wenn die Ver-

suchsperson sich in einem normalen Ruhezustand befindet. Ein ungeordneter Zustand liegt vor, wenn die Versuchsperson aufgeregte Emotionen wie Ärger oder Angst fühlt. Man beachte die stärker unregelmäßige Natur dieser Signalform, welche klar die niederfrequenten Komponenten zeigt, die auf das sympathische System zurückzuführen sind. Dagegen ist in einem Entrainment-Zustand die Signalform deutlich regelmäßiger und geordneter. Entrainment ist eine Bedingung, die, wie gezeigt wurde, dadurch erzielt werden kann, dass einem bewussten Plan oder Protokoll zum Bewirken eines positiven emotionalen Zustands, wie Wertschätzung oder Liebe, gefolgt wird.

[0053] Gemäß der hier verwendeten Definition beziehen sich diese Begriffe auf den mentalen und emotionalen Zustand der Person und die Graphen dienen zur Veranschaulichung der elektrophysiologischen Merkmale von zwei qualitativ unterschiedlichen "Herzfunktionsmoden". Gemäß einer Analyse-Methodik wird der Entrainment-Modus erreicht, wenn eine Frequenz-Verriegelung zwischen der HRV-Signalform und anderen biologischen Oszillatoren, wie der Atmung, auftritt. Man beachte, dass andere Korrelationen zwischen der HRV-Signalform sowie anderen Parametern der Herzfrequenz und ihrer Variabilität und dem allgemeinen Zustand der Versuchsperson, einschließlich anderer physiologischer Systeme, aufgestellt werden können. Die Korrespondenz zwischen HRV und dem emotionalen und mentalen Zustand der Versuchsperson wird hier als ein Beispiel geliefert, da es eine starke, dokumentierte Beziehung gibt. Andere Ausführungsformen können die HRV-Signalformen jedoch mit anderen Funktionen und Bedingungen korrelieren und sind nicht auf die hier als Beispiel beschriebenen Funktionen und Bedingungen beschränkt. Mit der vorliegenden Erfindung wird vielmehr die Analyse der HRV-Signalform und die Korrelation mit derartigen Bedingungen erreicht. In gleicher Weise ist die Korrespondenz mit emotionalen und mentalen Zuständen nicht auf die Darstellung in den [Fig. 3A](#) und [Fig. 3B](#) beschränkt.

[0054] In [Fig. 4A](#) sind drei gleichzeitig aufgezeichnete Körperantworten für eine Person gezeigt, und zwar aufgenommen vor und nach dem Ausführen der FF-Technik. Die erste aufgezeichnete Körperantwort ist HRV, angezeigt in Schlägen pro Minute (BPM). Die zweite aufgezeichnete Körperantwort ist die Puls-Transit-Zeit (PTT – pulse transit time), welche in Sekunden gemessen wird. Die dritte aufgezeichnete Körperantwort ist die Atmung, deren Amplitude in Millivolt (mV) gemessen wird. Wie in [Fig. 4A](#) gezeigt ist, erfährt jede der aufgezeichneten Körperantworten eine dramatische Transformation bei ungefähr 300 Sekunden, der Zeitpunkt, zu dem die Person die FF-Technik ausführt. Zu dieser Zeit wird das Entrainment von HRV-, PTT- und Atmungs-Signalformen erreicht. Ein derartiges Entrainment ist charakteristisch für AB und eine erhöhte physiologische Kohärenz.

[0055] In [Fig. 4B](#) ist die zugehörige PSD für jede der aufgezeichneten Körperantworten gemäß [Fig. 4A](#) dargestellt. Man beachte, dass die Leistungsspektren für alle aufgezeichneten Körperantworten einen breiten Frequenzbereich vor der Ausführung von FF aufweisen. Wie in [Fig. 4C](#) dargestellt ist, haben die Leistungsspektren nach der Ausführung von FF für alle aufgezeichneten Körperantworten einen wesentlich schmaleren Frequenzbereich, und in jedem Fall ist die maximale PSD zwischen einer Frequenz von ungefähr 0,1 Hz und 0,15 Hz zentriert. Außerdem ist die maximale PSD sowohl für HRV als auch für PTT während des Entrainments wesentlich größer als diejenige, die vor FF aufgezeichnet wurde.

[0056] In [Fig. 5](#) ist eine Entrainment-Einrichtung **10** dargestellt, die gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung konstruiert ist. Bei dieser speziellen Ausführungsform umfasst die Entrainment-Einrichtung **10** einen photoplethysmographischen Fingersensor **12** und ein Computersystem **14** mit einem Monitor **15**. Der photoplethysmographische Sensor **12** ist mit dem Computersystem **14** über ein Verbindungskabel **16** elektrisch gekoppelt.

[0057] Während des Betriebs wird der Finger **18** einer Person in Kontakt mit dem plethysmographischen Sensor **12** angeordnet. Bei dieser speziellen Ausführungsform enthält der Sensor **12** einen Riemen **20**, der über dem Finger **18** angeordnet wird, um einen guten Kontakt zwischen dem Finger **18** und dem Sensor **12** sicherzustellen. Der photoplethysmographische Sensor **12** erfasst die vom Herzschlag der Person erzeugte Pulswelle mit Hilfe des Fingers **18** und sendet diese Informationen an das Computersystem **14**. Das Computersystem **14** sammelt und analysiert diese Herzschlagdaten und bestimmt den Entrainment-Pegel bzw. Entrainment-Level der Person. Eine Darstellung des erreichten Entrainment-Pegels wird auf dem Monitor **15** angezeigt.

[0058] In [Fig. 6](#) ist eine von der Entrainment-Einrichtung **10** mit einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung erzeugte Anzeige-Ausgabe **22** gezeigt. Bei dieser speziellen Ausführungsform wird die in Schlägen pro Minute (BPM) gemessene Herzfrequenz der Person für eine ausgewählte Zeitperiode graphisch dargestellt. Der akkumulierte Entrainment-Score für die Person wird für die gleiche Zeitperiode graphisch unter Bezugnahme auf die berechnete Entrainment-Zone dargestellt. Außerdem werden für die gleiche Zeitperiode das Ent-

rainment-Verhältnis und die mittlere Herzfrequenz der Person ebenfalls graphisch dargestellt.

[0059] [Fig. 7A](#) bis [Fig. 7E](#) zeigen ein Verfahren zum Berechnen eines Entrainment-Parameters (EP) gemäß der bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung. Allgemein umfasst das Verfahren das Überwachen der Schlag-zu-Schlag-Änderungen der Herzfrequenz, das Berechnen von EP und das Präsentieren einer Darstellung der Kategorie-Einstufung des berechneten EP. Das Verfahren beginnt mit dem Startblock **30**. Im Schritt **32** wird der Prozess initialisiert, wobei HRV-Daten gewonnen werden und zur Vorbereitung des nächsten Schritts verarbeitet werden. Im Schritt **34** wird ein Entrainment-Parameter (EP) und ein Score berechnet. Der Entrainment-Paramenter wird anhand der Leistungsverteilung der verarbeiteten HRV-Daten bestimmt, und der Score ist eine historische Anzeige von EP. EP und der Score werden dann im Schritt **36** präsentiert, welcher umfassen kann, dass diese Informationen einem Anzeige-Endgerät bereitgestellt werden. Der Prozess geht weiter mit der Entscheidungsrute **38**, um festzustellen, ob der Prozess abgeschlossen oder beendet werden soll. Wenn der Prozess beendet werden soll, geht die Verarbeitung zum Schritt **40** weiter, wo der Prozess abgeschlossen wird. Wenn der Prozess nicht enden soll, kehrt der Prozessablauf zum Block **34** zurück.

[0060] Dieser Prozess ist detaillierter in [Fig. 7B](#) dargestellt, wobei der Herzschlag im Schritt **42** überwacht wird. Dies kann die Verwendung von elektrischen Sensoreinrichtungen umfassen, beispielsweise eines Elektrokardiographen (EKG), von Lichtsensoreinrichtungen, wie beispielsweise der photoplethysmographische Sensor **12**, oder von beliebigen anderen Einrichtungen oder anderen Mitteln, mit welchen der Herzschlag im wesentlichen in Echtzeit erfasst werden kann. Beispielsweise wird in regelmäßigen Zeitabständen, von z.B. 100 mal pro Sekunde, die Ausgabe des Sensors **12** abgetastet und mit Hilfe eines (nicht dargestellten) herkömmlichen Analog/Digital (A/D)-Wandlers digitalisiert. Im Schritt **44** werden die rohen Abtastwerte gespeichert. Bei diesen Rohdaten handelt es sich im wesentlichen um eine Aufzeichnung jedes Herzschlags und des relativen Zeitpunkts seines Auftretens. Man kann sich die gespeicherten Rohdaten vorstellen, als ob sie Zwischen-Schlag-Intervall (IBI – inter-beat-interval)-Informationen umfassen, aus denen das Zeitintervall bzw. der Zeitabstand zwischen den Schlägen bestimmt werden kann. Es ist die IBI-Variation, welche im Allgemeinen als "Herzfrequenzvariabilität" oder einfach HRV bezeichnet wird.

[0061] Man beachte, dass beim Überwachen des Herzschlags Störungen, wie beispielsweise Rauschen und/oder Falschlesungen, den Prozess tendenziell stören können. Ein optionaler Schritt ist im Block **46** vorgesehen, in dem Störungen und anderes künstlich eingebrachtes Rauschen zurückgeworfen wird. Dies kann mit Hilfe einer herkömmlichen DSP-Störungszurückweisungstechnik geschehen. Block **46** ist in [Fig. 7E](#) detaillierter dargestellt, beginnend mit dem

$$\text{Ravg}_{i-1}(1 - P \min)$$

Entscheidungsblock **94**. Hier wird das aktuelle IBI, bezeichnet als IBI_i , verglichen mit einem absoluten Minimum-Intervall zwischen Schlägen (Amin) und mit einem absoluten Maximum-Intervall zwischen Schlägen (Amax). Amin und Amax sollen den tatsächlichen Bereich reflektieren, in den der menschliche Herzschlag fällt. Beispielsweise zeigen Amax und Amin an, dass IBI entweder zu lang oder zu kurz ist, und IBI normalerweise nicht bei diesem Wert auftritt; somit werden diese Bedingungen verwendet, um Störungen zu erfassen, bei denen es sich nicht um genaue Daten handelt. Wenn IBI_i zwischen diesen beiden Extrema liegt, geht die Verarbeitung mit dem Schritt **96** weiter. Wenn IBI_i nicht in diesen Bereich fällt, wird keine weitere Überprüfung durchgeführt und die Verarbeitung springt zum Schritt **98** zum Eliminieren von schlechten IBI_i -Daten. Man beachte, dass ein laufender Mittelwert ($\text{Ravg} - \text{running average}$) für IBI-Werte berechnet wird. Ein Bereich von Ravg -Werten wird für jeden IBI_i bestimmt und wird dann zur Verifizierung des nächsten Wertes verwendet, IBI_{i+1} . Der Bereich von Ravg -Werten wird als Prozentsatz des IBI_i -Wertes bestimmt. Zur Bewertung von IBI_i wird der Bereich von Ravg -Werten für IBI_{i-1} verwendet. Bei einer Ausführungsform ist der Bereich zwischen Rmin_{i-1} und Rmax_{i-1} definiert, wobei Rmin_{i-1} gleich $\text{Ravg}_{i-1} - 30\%$ und Rmax_{i-1} gleich $\text{Ravg}_{i-1} + 30\%$ sind. IBI_i liegt in diesem Bereich, wenn folgende Beziehung erfüllt wird:

$$\text{IBI}_i \in [\text{Ravg}_{i-1}(1 - P \min), \text{Ravg}_{i-1}(1 + P \max)]$$

[0062] Es wird wieder auf Schritt **96** Bezug genommen. Wenn IBI_i in diesem Bereich liegt, springt die Verarbeitung zum Schritt **100**. Wenn IBI_i nicht in diesem Bereich liegt, geht die Verarbeitung mit dem Schritt **98** weiter, in welchem IBI_i als schlechte Daten eliminiert wird. Bei einer bevorzugten Ausführungsform wird die Berechnung eingefroren, wenn zu viele Fehler auftreten, bis genügend gute Daten erhalten werden, um ein Fortsetzen zu garantieren. Genügend gute Daten werden von der folgenden Beziehung angezeigt:

$$A \min < \forall i \in [\text{IBI}_j, \dots, \text{IBI}_k] < A \max$$

wobei IBI die Werte IBI_1, \dots, IBI_k umfasst. Im Schritt **100** wird der laufende Mittelwert von IBI_i als $Ravg_i$ berechnet. Im Schritt **102** wird der minimale Bereich von $Ravg$ für IBI_i als $Rmin_i$ berechnet. Im Schritt **104** wird der maximale Bereich von $Ravg$ für IBI_i als $Rmax_i$ berechnet. Diese Werte werden zum Verifizieren des nächsten IBI-Wertes IBI_{i+1} verwendet. Die Verarbeitung geht dann mit der Entscheidungsraute **106** weiter, um festzustellen, ob eine weitere IBI-Verarbeitung zu erfolgen hat, und wenn dies der Fall ist, kehrt die Verarbeitung zur Entscheidungsraute **94** zurück. Falls nicht, geht die Verarbeitung mit dem Schritt **48** weiter.

[0063] Im Schritt **48** wird ein in geeigneter Weise dimensioniertes Segment der Rohdaten-Abtastwerte, beispielsweise 64 Sekunden, ausgewählt und dann mit Hilfe von Standard-DSP-Techniken im Schritt **50** linear interpoliert. Um die Unterscheidung zu erleichtern, wurden die IBI-Rohdatenpunkte mit 1.000 skaliert, d.h. in Millisekunden konvertiert. Der in [Fig. 8A](#) gezeigte HRV-Graph zeigt einen repräsentativen Satz von skalierten IBI-Daten und die linear interpolierten Datenpunkte, wobei die IBI-Datenpunkte durch einen schwarzen Punkt angezeigt werden und die interpolierten Datenpunkte durch "x" angezeigt werden.

[0064] Im Schritt **52** wird für das ausgewählte Segment von HRV-Daten ein Demeaning bzw. eine Differenz-Bildung zum gleitenden Mittel durchgeführt und eine Trendbeseitigung, indem eine Linearregressions-Fehlerquadratmethodenanpassungs-Linie (eine übliche DSP-Technik) subtrahiert wird, um die Signalform in Bezug auf die vertikale Achse zu zentrieren, und um jede Tendenz der Signalform zu entfernen, langsam abzunehmen oder zuzunehmen. Wie in [Fig. 8B](#) dargestellt ist, weist das HRV-Segment über die Zeit einen abnehmenden Trend auf, wie der überlagerten linearen Regressionslinie zu entnehmen ist.

[0065] Wie dem Fachmann klar ist, hat der im Schritt **48** ausgeführt Segmentierungsprozess den unerwünschten Nebeneffekt, dass ein Convolving der HRV-Daten mit einer Rechteckwelle ausgeführt wird, und somit tendenziell Rauschen an den Grenzen zwischen allen Segmenten eingebracht wird. Wenn beispielsweise die Anzahl der Datenpunkte in jedem Segment **128** beträgt, wird zwischen den Abtastwerten **128** und **129** beträchtliches Rauschen eingebracht. Eine bekannte DSP-Technik, die Hanning-Fenster-Technik genannt wird, wichtet die mittleren Datenpunkte des Segments stärker als diejenigen an den Rändern, um die Effekte dieses Rauschens zu verringern. Bei der vorliegenden Erfindung verwendet die Hanning-Fenster-Gleichung einen Kosinus-Taper in der folgenden Weise:

$$W(n) = 0,5 - 0,5 \cos(2\pi/N \cdot n)$$

wobei N die Gesamtanzahl der Datenpunkte in diesem Segment ist und $n = [1, N - 1]$. Im Schritt **54** wird ein derartiges Hanning-Fenster auf die trendbeseitigten Daten angewendet, um Segmentierungsrauschen zu entfernen. Wie in [Fig. 8C](#) dargestellt ist, ist die resultierende HRV-Signalform auf Null bezogen und weist keinen Trend auf. Es sollte klar sein, dass verschiedene andere Alternativmethoden oder -techniken verwendet werden können, um derartiges Rauschen zu entfernen, dass als Störung des Aufzeichnen-, Interpolations- oder Segmentierungsprozesses eingebracht worden sein könnte.

[0066] Im Schritt **56** wird eine vom Benutzer eingerichtete Systemsteuervariable untersucht, um zu bestimmen, welche Art von Spektralanalyse ausgeführt werden muss. Wenn ein Amplitudenspektrum ausgewählt ist, wird im Schritt **58** eine FFT ausgeführt, um ein Amplitudenspektrum zu erzeugen. Wenn dagegen ein Leistungsspektrum ausgewählt wurde, wird im Schritt **60** eine PSD der trendbeseitigten Daten berechnet, und zwar unter Verwendung einer Standard-FFT. Diese PSD wird dann im Schritt **62** normiert, indem durch die Segmentlänge in Sekunden dividiert wird (siehe Schritt **33**). Wenn beispielsweise die Anzahl der Datenpunkte mit 128 Punkten ausgewählt wurde, wird PSD durch 64 dividiert, die Dauer des Segments, d.h. 64 Sekunden. Dies ergibt die Einheit der Leistung ms^2/Hz . Man beachte, dass ein derartiger Normierungsprozess nicht erforderlich ist, wenn das Amplitudenspektrum verwendet wird.

[0067] Das Ergebnis nach Schritt **58** oder **62** ist in [Fig. 8D](#) dargestellt, wobei die horizontale Achse die Frequenz (Hz) darstellt und die vertikale Achse die Leistung (ms^2/Hz). Man beachte, dass HRV als Balkendiagramm dargestellt ist, wobei jeder Balken die Leistung darstellt, die in dem HRV-Signal in einem entsprechenden schmalen Frequenzband enthalten ist, das ein "Bin" umfasst, wie in [Fig. 8D](#) dargestellt ist. Zur einfacheren Bezugnahme sind die Bins sequentiell logisch nummeriert, beginnend mit Bin 1 ganz links und fortschreitend bis Bin 64 ganz rechts, wobei jedes Bin einer Frequenz entspricht. Im Schritt **64** wird ein Paar von vom Benutzer ausgewählten Systemsteuervariablen untersucht, um den Bereich von Bins auszuwählen, aus dem der höchste lokale Peak ausgewählt wird. Da voraussehbar ist, dass der gewünschte Peak in einem bestimmten Frequenz-Bereich liegt, ist es weder notwendig noch vernünftig, die ganze PSD zu betrachten. Gemäß einer Ausführungsform wird das Start-Such-Bin durch die Variable "Such-Bin-Start" (SBS) ausgewählt, während das End-Such-Bin durch die Variable "Such-Bin-Ende" (SBE) ausgewählt wird. Für das in [Fig. 8D](#) dargestellte Bei-

spiel ist SBS gleich 3 und SBE ist gleich 18, wobei dies den Suchbereich mit den Bins 3, 4, 5,...,18 umfasst.

[0068] Im Schritt **66** ([Fig. 7C](#)) wird innerhalb des im Schritt **64** ausgewählten Bin-Bereichs eine Suche nach allen lokalen Peaks in dem HRV-Spektrum ausgeführt, von denen jeder durch den einen Bin mit dem höchsten Leistungspegel dargestellt wird, d.h. den Bin unter dem entsprechenden Peak. Als nächstes wird das den höchsten Peak repräsentierende Bin in dem Bin-Bereich ausgewählt. In dem in [Fig. 8D](#) gezeigten Beispiel gibt es drei Peaks in dem Bin-Bereich von Bin 3 bis Bin 18. Der höchste Peak befindet sich bei Bin 5. Man beachte, dass der erste und absolut höchste Peak von Bin 2 dargestellt wird, so dass Bin 3 nicht als Darstellung eines Peaks betrachtet wird.

[0069] Sobald der höchste Peak in dem ausgewählten Bin-Bereich bestimmt wurde, wird ein Entrainment-Parameter (EP) berechnet, um die Energie der Welle in dem Entrainment-Bereich in Relation zur Gesamtenergie in der PSD anzugeben. Um EP zu berechnen, wird im Schritt **66** die "Breite" des Peaks aus einem Paar von vom Benutzer ausgewählten Variablen bestimmt: P1, welche die Anzahl der Bins links von dem Peak-Bin definiert, und P2, welche die Anzahl der Bins rechts von dem Peak-Bin definiert. Man beachte, dass P1 und P2 unterschiedlich sein können, wenn eine asymmetrische Verteilung gewünscht wird. Die Gesamtenergie des Peaks, Psum, wird dann als Summe der Leistungswerte aller Bins in dem Bereich [(Peak – P1), (Peak + P2)] im Schritt **68** berechnet.

[0070] Als nächstes wird im Schritt **70** die Gesamtleistung unter dem Peak-Puls (Pbelow bzw. Punterhalb) berechnet. Der relevante Bereich wird anhand eines Paares von vom Benutzer ausgewählten Variablen bestimmt: B1 und B2. Der Wert von Pbelow ist die Summe der Leistungswerte aller Bins in dem Bereich [B1, B2]. In ähnlicher Weise wird im Schritt **72** die Gesamtleistung oberhalb des Peaks (Pabove bzw. Poberhalb) berechnet, innerhalb eines relevanten Bereichs, der von einem Paar von vom Benutzer ausgewählten Variablen, A1 und A2, bestimmt wird. Der Wert von Pabove ist die Summe der Leistungswerte aller Bins in dem Bereich [A1, A2]. Dies ist in [Fig. 8E](#) klar dargestellt. Schließlich wird im Schritt **74** EP gemäß der folgenden Gleichung berechnet:

$$EP = (Psum/Pbelow) \cdot (Psum/Pabove)$$

[0071] Im Schritt **76** wird der EP-Wert dann "bewertet" bzw. einem Score zugeordnet, und zwar entsprechend einer Mehrzahl von vom Benutzer ausgewählten Entrainment-Pegel-Schwellwerten. Beispielsweise können drei Entrainment-Stufen bequem unter Verwendung von zwei Variablen definiert werden, NLT1 und NLT2, von denen jede einen entsprechenden Wert von EP repräsentiert. Bei einer derartigen Ausführungsform kann für EP unterhalb von NLT1 davon ausgegangen werden, dass die Versuchsperson kein signifikantes Entrainment erzielt hat, und ihr wird ein Score von "0" gegeben. Für EP oberhalb von NLT1 und unterhalb von NLT2 wird angenommen, dass die Versuchsperson ein leichtes Entrainment erzielt hat, und ihr wird ein Score von "1" gegeben. Für EP oberhalb von NLT2 wird angenommen, dass die Versuchsperson ein vollständiges Entrainment erzielt hat und ihr würde der Score "2" gegeben. Selbstverständlich können andere Kriterien verwendet werden, um den erreichten Entrainment-Pegel zu bestimmen.

[0072] Allgemein wird ein maximales Entrainment erreicht, wenn der Peak-Puls einen sehr großen Anteil der Gesamtleistung enthält. Ein besonders hohes EP ist in [Fig. 8F](#) dargestellt, wobei Psum im Vergleich sowohl zu Pbelow als auch zu Pabove groß ist. Dies zeigt an, dass die meiste Leistung auf diese schmale Frequenz-Gruppe konzentriert ist. Somit betont EP tendenziell den Zustand, bei dem die meiste Leistung in einem ausgewählten, relativ schmalen Bereich von Frequenz-Bins konzentriert ist. Dagegen können sicherlich alternative Berechnungen entwickelt werden, welche eine Konzentration von signifikanten Leistungspegeln reflektieren, die über einen breiteren Bereich von Frequenz-Bins verteilt sind.

[0073] Im Schritt **78** wird der zuletzt berechnete Score aufgezeichnet, und ein akkumulierter Score wird auf der Basis von vorherigen, historischen Scores berechnet, die als akkumulierte Scores bezeichnet werden. Im Schritt **36** wird das aktuelle EP-Ergebnis und die akkumulierten Scores zur Darstellung für den Benutzer als Systemausgabe vorbereitet. Diese Vorbereitung umfasst Schritte wie die Schritte **76** und **78**.

[0074] Im Entscheidungsschritt **80** wird bestimmt, ob der Benutzer wünscht, dass diese Informationen einfach auf einem Status-Bildschirm des Computers ausgegeben werden, und zwar in einem Darstellungsformat, wie es beispielhaft in [Fig. 6](#) gezeigt ist. Bei der bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung kann der Benutzer auswählen, dass diese Informationen ein Spiel steuern, beispielsweise das in [Fig. 10](#) gezeigte Ballonspiel. Wenn der Benutzer dies im Entscheidungsschritt **80** auswählt, wird EP mit verschiedenen Schwellwertpegeln verglichen und ihm entsprechend ein EP-Score zugewiesen.

[0075] Gemäß einer Ausführungsform wird EP ein aus der Menge $\{0, 1, 2\}$ ausgewählter Score zugewiesen. Die Score-Werte haben die folgende Bedeutung:

EP-Score	EP-Wert	Entrainment
0	$EP < \text{Pegel1}$	niedrig
1	$\text{Pegel1} < EP \leq \text{Pegel2}$	mittel
2	$\text{Pegel2} < EP$	hoch

[0076] Gemäß einer Ausführungsform wird Pegel1 auf 0,9 gesetzt und Pegel 2 auf 7,0 gesetzt, um eine günstige Verteilung bereitzustellen. In einem diese Ausführungsform implementierenden Computerprogramm werden diese Pegel als Gleitkomma-Werte bereitgestellt. Alternative Ausführungsformen können zusätzliche Pegel verwenden oder können zwei Pegel verwenden.

[0077] Wenn der Benutzer ein nicht-statisches Format auswählt, geht die Verarbeitung mit dem Schritt 84 gemäß [Fig. 7D](#) weiter, in welchem der akkumulierte Score "Ascore" auf der Basis der historischen Informationen der EP- und EP-Score-Werte berechnet wird. Ascore wird dann auf der Basis des Score-Wertes berechnet und der vorherige Score-Wert (Prescore). Diese Berechnung wird gemäß dem folgenden Schema ausgeführt:

EP-Score	EP-Prescore	Ascore(i)
2	0	$\text{Ascore}(i-1) + 1$
1	0	$\text{Ascore}(i-1) + 1$
0	0	$\text{Ascore}(i-1) - 2$
2	1	$\text{Ascore}(i-1) + 1$
1	1	$\text{Ascore}(i-1) + 1$
0	1	$\text{Ascore}(i-1) - 1$
2	2	$\text{Ascore}(i-1) + 2$
1	2	$\text{Ascore}(i-1) + 1$
2	2	$\text{Ascore}(i-1) - 2$

[0078] Gemäß einer Ausführungsform hat Ascore Werte in dem Bereich von $\{0, 1, 2, \dots, 100\}$, allerdings können alternative Ausführungsformen einen anderen Bereich von Werten verwenden. Das obige Schema liefert eine skalierte Antwort auf EP, wobei Ascore langsam ansteigt, wenn der mittlere Entrainment-Zustand andauert, jedoch schnell ansteigt, wenn der hohe Entrainment-Zustand andauert. In ähnlicher Weise liefert dieses Schema eine schnelle Abnahme, wenn der niedrige Entrainment-Zustand andauert.

[0079] Ascore-Informationen können dann verwendet werden, um eine graphische Anzeige bereitzustellen. Eine in [Fig. 7D](#) dargestellte Ausführungsform beginnt mit der Entscheidungsraute 34, um den Wert von Ascore_i in Bezug auf Ascore_{i-1} zu bestimmen. Ascore_i ist der aktuell berechnete Wert von Ascore, und Ascore_{i-1} ist der zuvor berechnete Wert von Ascore.

[0080] Wenn Ascore_i gleich Ascore_{i-1} ist, kehrt die Verarbeitung zum Schritt 38 zurück, ohne eine Änderung in der graphischen Anzeige zu bewirken. Man beachte, dass alternative Ausführungsformen zusätzliche Schritte umfassen können, welche diese Informationen auf der Anzeige bereitstellen. Wenn Ascore_i größer als Ascore_{i-1} ist, geht die Verarbeitung zur Entscheidungsraute 86 weiter, um zu bestimmen, ob Ascore_i einen Ascore_{\max} -wert erreicht hat. Gemäß einer Ausführungsform ist Ascore_{\max} gleich 100. Wenn Ascore_i nicht größer als

Ascore_{max} ist, geht die Verarbeitung mit dem Schritt **88** weiter. Im Schritt **88** bewegt sich ein graphisches Element in Richtung auf ein Ziel. Bei einer Ausführungsform ist das graphische Element ein Ballon, und die Bewegung besteht darin, vertikal in die Luft zu steigen. Bei einer anderen Ausführungsform ist das graphische Element ein Regenbogen, und der Regenbogen beginnt, mit Farben ausgefüllt zu werden, um einen Behälter aus Gold zu erreichen. Sobald der Regelbogen den Behälter aus Gold erreicht, beginnt sich der Behälter mit Münzen zu füllen und kann überlaufen. Bei noch einer anderen Ausführungsform wird eine friedliche Szene langsam mit Farbe und Details gefüllt. Alternative Ausführungsformen können andere Szenen, Icons oder Bilder enthalten und können zu überwindende Hindernisse enthalten oder verschiedene zu erreichende Stufen. Die Verarbeitung kehrt dann zum Schritt **38** zurück.

[0081] Es wird weiter auf [Fig. 7D](#) Bezug genommen. Wenn Ascore_i größer als Ascore_{max} ist, kehrt die Verarbeitung zum Schritt **38** zurück, ohne eine Änderung in der graphischen Anzeige zu bewirken. Man beachte, dass alternative Ausführungsformen zusätzliche Schritte umfassen können, welche diese Informationen auf der Anzeige bereitstellen.

[0082] Es wird erneut auf Schritt **84** von [Fig. 7D](#) Bezug genommen. Wenn Ascore_i kleiner als Ascore_{i-1} ist, geht die Verarbeitung zur Entscheidungsraute **90** weiter, um zu bestimmen, ob Ascore_i eine Ascore_{min}-Wert erreicht hat. Gemäß einer Ausführungsform ist Ascore_{min} gleich 0. Wenn Ascore_i nicht kleiner als Ascore_{min} ist, geht die Verarbeitung mit dem Schritt **92** weiter. Im Schritt **92** bewegt sich ein graphisches Element von einem Ziel weg. Bei einer Ausführungsform, in der das graphische Element ein Ballon ist, besteht die Bewegung darin, vertikal in Richtung auf den Erdboden abzusinken. Bei einer alternativen Ausführungsform, in der das graphische Element ein Regenbogen ist, beginnt der Regenbogen Farben zu verlieren und trennt sich von einem Behälter aus Gold. Wenn der Behälter aus Gold Goldmünzen enthält, werden diese Münzen entfernt. Bei noch einer anderen Ausführungsform, in der eine friedliche Szene angezeigt wird, werden Farben und Details langsam aus der Anzeige entfernt. Alternative Ausführungsformen können andere Szenen, Icons oder Bilder enthalten und können zu überwindende Hindernisse oder verschiedene zu erreichende Stufen umfassen. Die Verarbeitung kehrt dann zum Schritt **38** zurück.

[0083] Wenn Ascore_i in der Entscheidungsraute **90** kleiner als Ascore_{min} ist, geht die Verarbeitung mit dem Schritt **38** weiter, ohne eine Änderung der graphischen Anzeige zu bewirken. Man beachte, dass alternative Ausführungsformen zusätzliche Schritte enthalten können, welche diese Informationen auf der Anzeige bereitstellen.

[0084] Man beachte, dass bei einer alternativen Ausführungsform ein graphisches Element, beispielsweise eine Ballon-Figur, in einer geeigneten Weise manipuliert werden kann, wie z.B. Ansteigen direkt auf der Basis des EP-Scores. In der Darstellung gemäß [Fig. 10](#) ist ein Heißluftballon dargestellt, der in den Himmel emporsteigt, wobei diese einen Entrainment-Zustand anzeigt. Wie im folgenden erörtert wird, umfasst der Hintergrund der Szene eine grasbedeckte Fläche mit verschiedenen horizontal auf dem Bildschirm positionierten Hindernissen. Der Ballon muss über verschiedene Höhen ansteigen, um jedes Hindernis zu überwinden. Diese Anzeige liefert eine visuelle Anzeige des Entrainment-Zustands und liefert eine visuelle Belohnung für das Erreichen des Entrainment-Zustands. Die Kontrolle des Ballons veranschaulicht die Kontrolle des emotionalen und/oder mentalen Zustands der Person. Bei einer alternativen Ausführungsform können andere graphische Szenarien verwendet werden, welche ein bestimmtes Ziel erfüllen, wenn der EP-Score-Wert Entrainment reflektiert.

[0085] Gemäß der vorliegenden Erfindung ist das Verfahren rekursiv, und die oben beschriebenen Schritte werden periodisch, z.B. alle 5 Sekunden o. dgl., ausgeführt. Gemäß einer Ausführungsform ist das Verfahren in Form eines Softwareprogramms implementiert, welches in einem computer-lesbaren Medium gespeichert und vertrieben werden kann. Die Software läuft dann auf einem Personalcomputer oder einer Handheld-Recheneinrichtung oder einem anderen Medium, welches ein Softwareprogramm ausführen kann und eine Benutzerinformationsanzeige zur Verfügung stellt.

Industrielle Anwendbarkeit

[0086] In [Fig. 9](#) ist eine Entrainment-Einrichtung **100** gemäß einer alternativen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung dargestellt. Bei dieser speziellen Ausführungsform ist die Entrainment-Einrichtung **100** eine Handheld-Einheit, die es einer Person ermöglicht, ihren Entrainment-Pegel zu bestimmen. Bei einer Ausführungsform enthält die Entrainment-Einrichtung **100** einen photoplethysmographischen Sensor **102**, ein Datenverarbeitungssystem **104** und eine Anzeige **106**.

[0087] Bei einer Ausführungsform legt eine Person einen Finger in eine auf der Rückseite der Entrainment-Einrichtung **29** angeordnete Aufnahme, welche den photoplethysmographischen Sensor **102** enthält. Der photoplethysmographische Sensor **102** erfasst den Herzschlag der Person mit Hilfe des Fingers und sendet diese Herzschlaginformationen an das Datenverarbeitungssystem **104**. Das Datenverarbeitungssystem **104** sammelt und analysiert diese Herzschlagdaten und bestimmt den Entrainment-Pegel der Person. Eine Anzeigeausgabe mit den Entrainment-Pegel der Person betreffenden Informationen wird dann von dem Datenverarbeitungssystem **104** erzeugt und auf der Anzeige **106** angezeigt. Bei einer Form werden das Entrainment-Verhältnis der Person betreffenden Informationen auf der Anzeige **106** angezeigt, und ein Modus ermöglicht den Benutzern, ihr niedriges Entrainment-Verhältnis, mittleres Entrainment-Verhältnis oder hohes Entrainment-Verhältnis zu prüfen.

[0088] Bei einer alternativen Ausführungsform umfasst der Sensor **102** eine Weste oder einen Gurt mit EKG-Elektroden. Die Person legt die Weste an und koppelt sie dann elektrisch mit dem Handheld-Teil der Entrainment-Einrichtung **100**. Die Weste oder der Gurt werden dann verwendet, um den Herzschlag der Person abzutasten und Herzschlaginformationen an das Datenverarbeitungssystem **104** zu senden.

[0089] In [Fig. 10](#) ist ein von der Entrainment-Einrichtung **10** gemäß einer alternativen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung erzeugtes Darstellungsformat **24** gezeigt. Bei dieser speziellen Ausführungsform fliegt ein Heißluftballon über eine ländliche Landschaft und die Hintergrundszene verschiebt sich langsam, wenn der Ballon auf der Basis des Entrainment-Pegels der Person langsam in den Himmel fliegt. Wenn die Person den Entrainment-Zustand nicht beibehält, sinkt der Ballon auf die Erde. Hindernisse, beispielsweise eine Steinmauer oder ein Baum, wie sie in [Fig. 10](#) dargestellt sind, werden während des Fluges präsentiert. Wenn der Entrainment-Pegel der Person nicht hoch genug ist, um diese Hindernisse zu überwinden, wird der Ballonflug aufgehoben, bis ein Entrainment-Pegel erzielt wird, der hoch genug ist, um den Ballon über das Hindernis anzuheben. Die berechnete Entrainment-Zone definiert die Steigrichtung des Ballons für hohes Entrainment und für niedriges Entrainment.

[0090] In [Fig. 11](#) ist ein alternatives Darstellungsformat **26** gezeigt, das von der Entrainment-Einrichtung **10** gemäß einer alternativen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung erzeugt wird. Bei dieser speziellen Ausführungsform wächst ein Regenbogen in Richtung auf einen Behälter, wenn eine Person sich in einem Entrainment-Zustand befindet. Das Wachstum des Regenbogens in Richtung des Behälters verläuft glatt und gleichmäßig, wenn die Person den Entrainment-Zustand beibehält, jedoch bildet sich der Regenbogen zurück, wenn die Person den Entrainment-Zustand nicht beibehält. Wenn der Regenbogen den Behälter erreicht, sammeln sich Goldmünzen und füllen den Behälter, wenn die Person den Entrainment-Zustand weiter beibehält. Beispielsweise wird für alle Fünf-Sekunden-Zeitperioden eines mittleren Entrainment-Zustands eine Münze hinzugefügt und zwei Münzen werden zu dem Behälter hinzugefügt für jede Fünf-Sekunden-Zeitperiode eines hohen Entrainment-Zustands. Am Ende einer ausgewählten Zeitperiode wird dann ein Gesamt-Score präsentiert.

[0091] In [Fig. 12](#) ist noch ein anderes mögliches Darstellungsformat **28** gezeigt, das von der Entrainment-Einrichtung **10** gemäß einer anderen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung erzeugt wird. Bei dieser speziellen Ausführungsform ändert sich eine Naturszene mit der Zeit, wenn die Person den Entrainment-Zustand beibehält. Beispielsweise ändert sich die Szene alle 10 Sekunden, wenn der Entrainment-Zustand gehalten wird. Wenn das Entrainment niedrig ist oder nicht gehalten wird, ändert sich die Szene nicht.

[0092] Alternative Ausführungsformen können verschiedene Darstellungsformate verwenden, einschließlich detaillierter Informationen, graphischer Informationen, graphischer Bilder, Videobilder und Audiobilder. Gemäß einer Ausführungsform steuert der Entrainment-Pegel die Lautstärke eines Musikwiedergabesystems. Dies kann auf der Basis des EP-Wertes implementiert werden, wobei die Lautstärke zunimmt, wenn EP zunimmt, und abnimmt, wenn EP abnimmt. Dieses System kann dadurch optimiert werden, dass Musik verwendet wird, die speziell zur Verbesserung des Entrainment-Prozesses geschaffen wurde. Bei einer Ausführungsform ändert die Musik ferner ihre Richtung mit dem Entrainment-Pegel. Zusätzlich können Audio-Controller verbale Nachrichten liefern.

[0093] Es ist möglich, die Spiel-Funktionalität mit einer Handheld-Einrichtung in Form eines Spielzeugs zu koppeln. Bei einer Ausführungsform leuchtet eine Kristallkugel und strahlt heller, wenn das Entrainment gehalten wird. Das Licht kann die Farbe ändern, wenn Entrainment-Pegel erreicht werden. Wiederum wird die Farbe des Lichtes so gewählt, dass das Entrainment-Verfahren optimiert wird. Die Kristallkugel kann eine Handheld-Einrichtung oder eine andere geeignete Einrichtung sein, kann batteriebetrieben und/oder tragbar sein, um eine verbesserte Lebens-Performance zu erzielen. Alternative Ausführungsformen verwenden Spielzeug-Designs und -Verfahren, beispielsweise funkgesteuerte Spielzeuge, beispielsweise Autos, Lastwagen

und Tiere. Der Spielzeug-Betrieb basiert auf dem Entrainment-Pegel. Bei noch anderen Ausführungsformen geben ausgestopfte Tiere oder Spielzeug auf der Basis des Entrainment-Pegels harmonierende Töne und Musik von sich.

[0094] Bei den Ausführungsformen mit visueller Anzeige beginnt eine Ausführungsform mit einem ausgefüllten Hintergrund aus Punkten, welche sich auflösen, wenn höhere Entrainment-Pegel erreicht werden, um ein graphisches Bild zu enthüllen, beispielsweise ein 3-dimensionales Bild. Wenn das Entrainment auf einen niedrigeren Pegel absinkt, füllen die Punkte den Bildschirm erneut.

[0095] Außerdem können verschiedene Computerspiele Entrainment-Pegel und/oder den EP-Wert und/oder die akkumulierten Scores als Trigger verwenden, um verschiedene Ergebnisse zu erzeugen. Beispielsweise bewirkt bei Action-Spielen Entrainment den Zugang zu neuen Abenteuern, wenn sich das Spiel entfaltet. Das Abenteuer zeigt sich auf unterschiedliche Weise, und zwar in Abhängigkeit von dem Entrainment-Muster, d.h. ob das Entrainment bei einem Pegel gehalten wird oder zwischen Pegeln oszilliert oder zunimmt oder abnimmt. Es ist möglich, Tastaturanschläge und Maus- und/oder Joystick-Bewegungen zu kombinieren, um das Spiel zu ermöglichen. Bei einer Ausführungsform wird eine verriegelte Tür nur geöffnet, wenn das Entrainment einen bestimmten Pegel erreicht. Es kann erforderlich sein, das Entrainment für eine vorgegebene Zeitdauer auf diesen Pegel zu halten. Die Objekte derartiger Spiele können durch den Weltraum fahrende Raumschiffe sein, Tiere im Dschungel, Rennwagen auf einer Bahn oder beliebige andere Bilder, die für ein Spiel verwendbar sind.

[0096] Manche Bilder sind zum Erzielen von Entrainment für eine Person besser als andere Bilder. Diese Bilder werden auf der Basis von vorgegebenen visuellen und akustischen Rhythmen ausgewählt, und können für eine Person spezifisch sein und sich von Tag zu Tag ändern. Bei einer Ausführungsform stellt ein Bildschirmschoner ein visuelles Bild mit einem vorgegebenen visuellen und akustischen Rhythmus bereit, und umfasst Optionen für den einzelnen, um auf der Basis von persönlichen Präferenzen eine Auswahl zu treffen. Wenn dem Bildschirmschoner-Programm ein Feedback geliefert wird, kann das Bildschirmschoner-Programm zur Optimierung der Wirkungen für die Person Anpassungen ausführen. Unsere Forschung schlägt verschiedene Kriterien vor, die das Entrainment tendenziell verbessern. Beispielsweise erhöhen Kreise und Formen mit runden Ecken oder gekrümmte Linien das Entrainment tendenziell stärker als Quadrate mit eckigen, gezackten oder scharfen Linien. Außerdem sollte die Bewegung der Bilder langsam, kohärent und rhythmisch sein, und Übergänge sollten glatt, langsam und fließend verlaufen. Farben und Rhythmen sollten changieren, wenn es gleichzeitig die Illusion einer nach innen und nach außen gerichteten Bewegung gibt. Bewegungen sollten glatt übergehen, ohne rüttelnde oder sprunghafte Bewegungen.

[0097] Die vorliegende Erfindung ist auch auf sportliche Anstrengungen anwendbar und auf Athleten, insbesondere diejenigen, die in Situationen mit hohem Stress tätig sind, wie beispielsweise bei einem entscheidenden Loch beim Golf. Die Spiele, Einrichtungen und Techniken ermöglichen dem Athleten, das Erreichen von Entrainment zu üben und somit mit diesem Gefühlszustand vertraut zu werden, auf den dann während eines tatsächlichen Spiels für eine bessere Leistungsfähigkeit leichter zugegriffen werden kann. Verschiedene Spielausführungsformen können für Sportenthusiasten entwickelt werden. Beispielsweise kann ein herrlicher Golfplatz im Blick erscheinen, wenn das Entrainment erreicht wird. Andere Spiele könnten einen Golfspieler umfassen, der eine Schläger schwingt oder einen Ball trifft, wobei die Flugbahn und die Entfernung durch den Grad des Entrainments vor dem Schlag bestimmt werden. Bei einer Ausführungsform führt das Spiel einen Score und, falls kein Entrainment-Zustand vorliegt, geht der Ball in ein Sandhindernis oder landet im Rough oder im Wasser oder bei einem anderen Hindernis. Verlängerte Entrainment-Zustände führen zu einem Loch in einem oder zu einer anderen Belohnung. Alternative Ausführungsformen können eine ähnliche Strategie für andere Sportarten verwenden, beispielsweise Baseball, Basketball, Football und andere beliebte Sportarten.

[0098] Bei einer Ausführungsform steckt ein Fahrzeug in einem Verkehrsstaub im Silicon Valley und bewegt sich proportional zum Entrainment. Wenn sich das Auto schneller bewegt, steuert es auf einen malerischen Ort zu. Man beachte, dass diese Spiele auf einen Personalcomputer oder einer anderen Anzeigeeinrichtung oder auf einer tragbaren Einrichtung laufen können. Die tragbare Einrichtung ist besonders wünschenswert, da der Nutzen des Entrainments zur Verringerung von Stress und zum Erhöhen der Lebensqualität während der Ereignisse des täglichen Lebens am notwendigsten ist. Beispielsweise kann ein Bürogerät einen Rechner oder persönlichen Planer mit der vorliegenden Erfindung kombinieren, um Geschäftsleuten zu ermöglichen, die Einrichtung bei einem Geschäftstreffen oder Verhandlungen zu verwenden, ohne dass diejenigen um einen herum davon erfahren. Bei einer Ausführungsform wird ein zur Bedienung eines Zeigers auf einem Anzeigebildschirm verwendeter Touch-Pad auch zur Überwachung von Herzschlagdaten verwendet. Es ist ferner möglich, eine Einrichtung bzw. ein Gerät vorzusehen, auf die von mehreren Personen zugegriffen wird. In diesem Fall

muss vor dem Beginn einer Aktivität, beispielsweise eines Geschäftstreffens oder eines Sportereignisses, jeder Teilnehmer einen bestimmten Entrainment-Pegel für eine vorgegebene Zeitperiode erreichen. Die Erfüllung dieser Voraussetzung kann von einem Licht einer bestimmten Farbe oder einem speziellen Klang angezeigt werden.

[0099] Eine Handheld-Einrichtung kann in der Bildung verwendet werden, wo sie das neuronale Netzwerk des Gehirns des Schülers/Studenten effektiv programmiert und eine Vertrautheit mit dem Gefühl von kohärenten Zuständen und Entrainment-Zuständen ermöglicht. Sobald diese entwickelt sind, werden sie auf das ganze Leben als Erwachsener übertragen, um das Erreichen und Halten des emotionalen Gleichgewichts und physiologischer Kohärenz zu beeinflussen. Durch Bereitstellung eines leicht zu bedienenden Formats, das auf jüngere Benutzer abgestimmt ist, ermutigt die vorliegende Erfindung diese, zu lernen, wie kohärente und Entrainment-Herzrhythmen erzeugt werden können. Zeichentrickfilmfiguren, Tiere und beliebte Bilder können animiert werden und Anweisungen zum Erreichen von Entrainment sowie Belohnungen für Erfolge liefern.

[0100] Die vorliegende Erfindung ist auch für den Medizinsektor und medizinische Anwendungen geeignet. Da der Entrainment-Zustand einen effizienten physiologischen Zustand bereitstellt, indem er die Drüsen und Organe weniger verschleißt, ist das vorliegende Verfahren zum Erreichen und Überwachen des Entrainment-Zustands eine nicht-invasive medizinische Präventivtechnik. Unsere Forschung legt nahe, dass dadurch, dass Personen mit bestimmten Pathologien darin unterrichtet werden, Gesundheit selbst zu erzeugen, Herzrhythmen hoher Leistungsfähigkeit, die körpereigenen regenerativen Systeme aktiviert zu werden scheinen und eine Heilung gefördert wird. Anwendungen der vorliegenden Erfindung für eine solche Verwendung umfassen die Schmerzbehandlung, die Blutdruckkontrolle, die Arrhythmie-Stabilisierung und das Diabetik-Management.

[0101] Die Forschung legt nahe, dass afferente Eingangssignale von dem Herzen in der Hirnstammebene die Fähigkeit von Schmerzsignalen modulieren, von dem Nervensystem in das Gehirn einzudringen. Der Entrainment-Pegel ist proportional zu der afferenten Eingangssignalen, wodurch die Hemmung von Schmerzsignalen von dem Herzen zu dem Gehirn bewirkt wird. Eine an Schmerzen leidende Versuchsperson kann die vorliegende Erfindung verwenden, um eine Entrainment-Zustand zu erreichen, wodurch der Schmerz verringert wird. Darüber hinaus führt ein Entrainment-Zustand zu einem effizienteren Blutstrom durch den Organismen und kann die schädlichen Auswirkungen von Bluthochdruck verringern. Bei einer Ausführungsform enthält ein Spiel ein visuelles Bild des menschlichen Körpers mit Arterien und Hauptblutgefäßen. Der Entrainment-Pegel steuert die Bilder des Blutstroms durch den Körper. Die Anzeige veranschaulicht die interne Funktionsweise des Körpers und zeigt die spezifischen Unterschiede der Herzfunktion während Stress und starken Emotionen an, im Vergleich zum Entrainment und zur Kohärenz. Wenn der Herzrhythmus das Entrainment erreicht, ändern sich die Blutstrombilder, um die effiziente Energieverwendung darzustellen.

[0102] Noch weitere Vorteile des Erreichens und Haltens eines Entrainment-Zustands sind die effiziente Funktionsweise des vegetativen Nervensystems. Bei einer Ausführungsform wird ein Spiel verwendet, welches visuelle Bilder von elektrischen Signalen des Nervensystems bereitstellt. Pulsierende Signale werden überall im menschlichen System angezeigt und werden entsprechend der Sensordetektion von der Versuchsperson übertragen. Das Ziel dieses Spiels besteht darin, das Bild derart zu ändern, dass die Systeme effizient arbeiten, und strapazierte oder genervte Bilder zu verringern oder zu beseitigen.

[0103] Unsere Forschung hat darüber hinaus gezeigt, dass emotionales Selbstmanagement und physiologische Kohärenz wirksam zur Verringerungen von Depressionen, Angst und anderen emotionalen Belastungen beitragen, und darüber hinaus zur Verbesserung der glykämischen Kontrolle bei Personen mit Diabetes. Darüber hinaus ist das Halten eines Entrainment-Zustandes grundsätzlich nützlich bei der Behandlung von Angst, allgemeiner Depression und anderen emotionalen Störungen. Beispielsweise stellt eine Ausführungsform eine Einrichtung zur Verfügung, um das vegetative Gleichgewicht gemäß der vorliegenden Erfindung vor dem Zurückziehen für die Nachtruhe zu überwachen. Dies ist besonders bei der Behandlung von Schlafstörungen hilfreich und ermöglicht der Versuchsperson Herzrhythmen zu verschieben, wobei dies zu einer Verbesserung des Schlafes beiträgt.

[0104] Außerdem kann die vorliegende Erfindung zur Impulskontrolle eingesetzt werden, indem ein Training bereitgestellt wird, um das Überwinden von Essstörungen, Ärger und/oder einer Sucht zu unterstützen. Unsere Forschung weist darauf hin, dass die vorliegende Erfindung nützlich beim Erlernen von Stress-Management und emotionalem Selbstmanagement ist. Bei einer Ausführungsform wird eine visuelle Anzeige bereitgestellt, um andere Systeme in dem Körper zu veranschaulichen, beispielsweise neurale und hormonale Systeme, wobei Signale angezeigt werden, die sich vom Herzen zum Gehirn bewegen. In diesem Fall sind die Effekte dieser

Signale klar zu sehen und können durch Erreichen eines Entrainment-Zustands gesteuert werden.

Patentansprüche

1. Ein Verfahren, das die Schritte umfaßt:

daß Herzfrequenzvariabilitäts (HRV)-Informationen empfangen werden, wobei die HRV-Informationen die Zeintervalle zwischen jedem Herzschlag eines Subjektes während einer ersten vorgegebenen Zeitperiode umfassen;

daß die HRV als Funktion der Frequenz ausgedrückt wird;

daß die Leistung in der HRV über einen ersten Frequenzbereich bestimmt wird;

daß eine Leistungsspitze in dem ersten Frequenzbereich ausgewählt wird;

daß ein erster Parameter berechnet wird, der die Leistung in der ausgewählten Leistungsspitze zur Leistung in der HRV über einen zweiten Frequenzbereich in Relation setzt;

dadurch gekennzeichnet,

daß der erste Parameter dem Subjekt präsentiert wird.

2. Ein Verfahren nach Anspruch 1, das die Schritte umfaßt,

daß ein Herzschlag eines Subjekts abgetastet wird;

daß eine Herzfrequenzvariabilität (HRV) der Herzfrequenz als Funktion der Zeit (HRV(t)) bestimmt wird;

daß die HRV(t) als Funktion der Frequenz ausgedrückt wird (HRV(f));

daß eine Verteilung der Frequenzen in HRV(f) bestimmt wird;

daß eine Spitzenfrequenz von HRV(f) ausgewählt wird;

daß die Energie bei der Spitzenfrequenz bestimmt wird (E_{Spitze});

daß die Energie bei Frequenzen unterhalb der Spitzenfrequenz ($E_{unterhalb}$) und oberhalb der Spitzenfrequenz ($E_{oberhalb}$) bestimmt wird;

daß ein Verhältnis von E_{Spitze} zu $E_{unterhalb}$ und $E_{oberhalb}$ bestimmt wird; und

daß dem Subjekt eine Darstellung eines mit diesem Verhältnis in Relation stehenden ersten Parameters in einem ersten Darstellungsformat zur Verfügung gestellt wird.

3. Das Verfahren nach Anspruch 2, wobei das Verhältnis gekennzeichnet ist als:

$$\frac{E_{Spitze}}{(E_{unterhalb} * E_{oberhalb})}$$

4. Das Verfahren nach Anspruch 3, wobei der erste Parameter durch einen Einkopplungsparameter (EP-entrainment parameter) gekennzeichnet ist.

5. Das Verfahren nach Anspruch 4, ferner gekennzeichnet durch den Schritt:

Demeaning (Differenzbildung zum gleitenden Mittel) und Trendbeseitigung von HRV(t).

6. Das Verfahren nach Anspruch 3, wobei der Frequenzverteilungsbestimmungschnitt ferner dadurch gekennzeichnet ist:

daß eine Leistungsspektrumverteilung (PSD) von Frequenzen in HRV(f) bestimmt wird.

7. Das Verfahren nach Anspruch 2, wobei das Verfahren in einem Datenverarbeitungssystem ausgeführt wird, das eine Anzeige umfaßt, wobei das Verfahren ferner gekennzeichnet ist durch die Schritte:

daß ein Einkopplungsparameter (EP) bestimmt wird, der in Relation zu dem Verhältnis steht;

daß als Antwort auf einen ersten EP-Wert ein erstes Bild auf der Anzeige bereitgestellt wird; und

daß als Antwort auf einen zweiten EP-Wert, der sich von dem ersten EP-Wert unterscheidet, das erste Bild auf der Anzeige geändert wird.

8. Das Verfahren nach Anspruch 7, ferner gekennzeichnet dadurch:

daß das erste Bild ein Grafikelement in einer ersten Position enthält;

daß sich das Grafikelement in Richtung auf ein Ziel hin bewegt, wenn der zweite EP-Wert größer als der erste EP-Wert ist; und

daß das Grafikelement sich von dem Ziel entfernt, wenn der zweite EP-Wert kleiner als der erste EP-Wert ist.

9. Ein Softwareprogramm, das das Verfahren nach Anspruch 2 ausführt.

10. Das Verfahren nach Anspruch 2, ferner gekennzeichnet durch die Schritte:

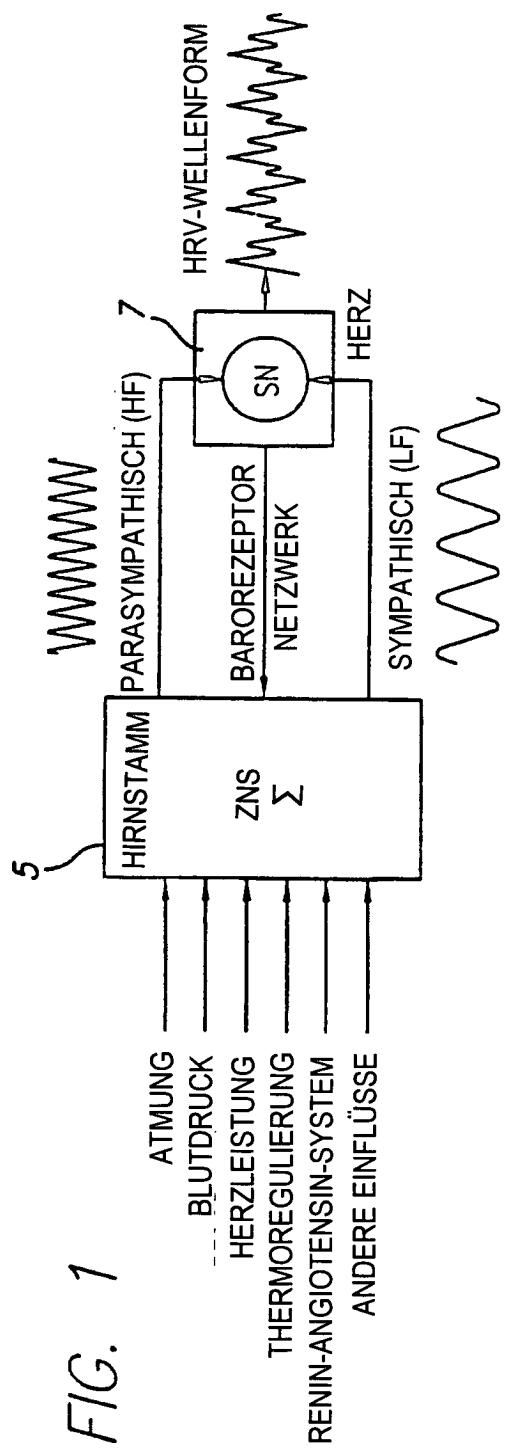
daß eine Digitalisignalverarbeitung der HRV ausgeführt wird, um eine Mehrzahl von Frequenzen entsprechenden Bins (Bereichen) zur Verfügung zu stellen;
daß die Spitze innerhalb eines ersten vorgegebenen Bereichs der Frequenzen ausgewählt wird;
daß die Leistung in den der Spitze entsprechenden Bins berechnet wird;
daß die Leistung in den Bins unterhalb der der Spitze entsprechenden Bins berechnet wird; und
daß die Leistung in den Bins oberhalb der der Spitze entsprechenden Bins berechnet wird.

11. Eine Einrichtung gekennzeichnet durch:

Abtastmittel, die zum Abtasten eines Herzschlages eines Subjektes über eine erste vorgegebene Zeitperiode eingerichtete sind;
eine Anzeigeeinheit;
eine mit den Abtastmitteln und der Anzeigeeinheit gekoppelte Verarbeitungseinheit, wobei die Verarbeitungseinheit eingerichtet ist, um:
eine Herzfrequenzvariabilität (HRV) des Herzschlags als Funktion der Zeit zu bestimmen, indem das Intervall zwischen jedem Herzschlag während der ersten vorgegebenen Zeitperiode gemessen wird;
um eine Frequenzverteilung der HRV zu bestimmen, wobei die Frequenzverteilung wenigstens eine Spitze mit einer ersten Anzahl von Frequenzen aufweist;
um einen ersten Parameter der Frequenzverteilung der HRV zu bestimmen, wobei der erste Parameter ein Verhältnis des Bereichs unter der wenigstens einen Spitze zu dem Bereich unter dem Rest der Frequenzverteilung ist; und dadurch gekennzeichnet, daß die Verarbeitungseinheit eingerichtet ist, um den ersten Parameter zur Präsentation für das Subjekt an die Anzeigeeinheit auszugeben.

Es folgen 19 Blatt Zeichnungen

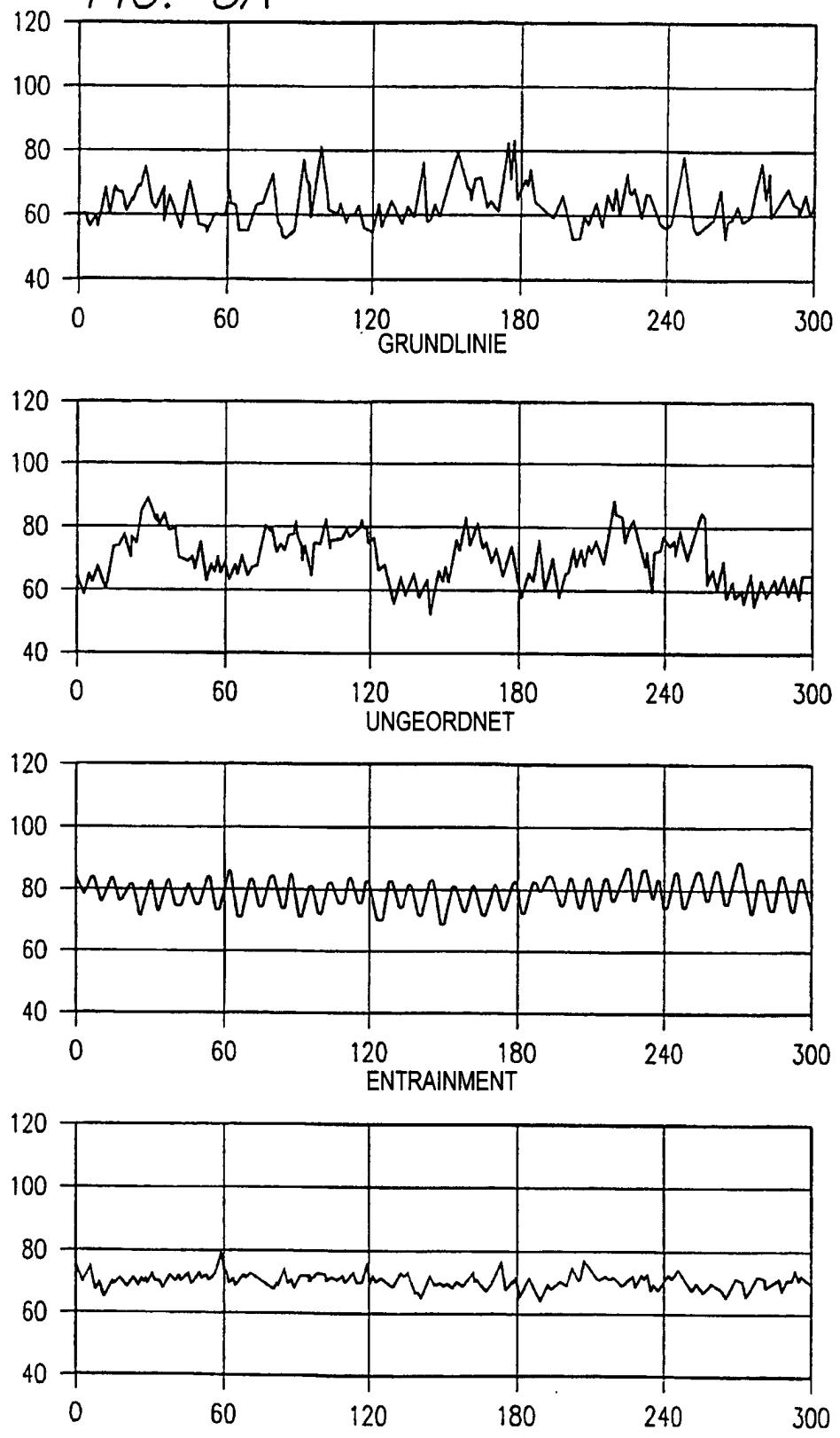
Anhängende Zeichnungen

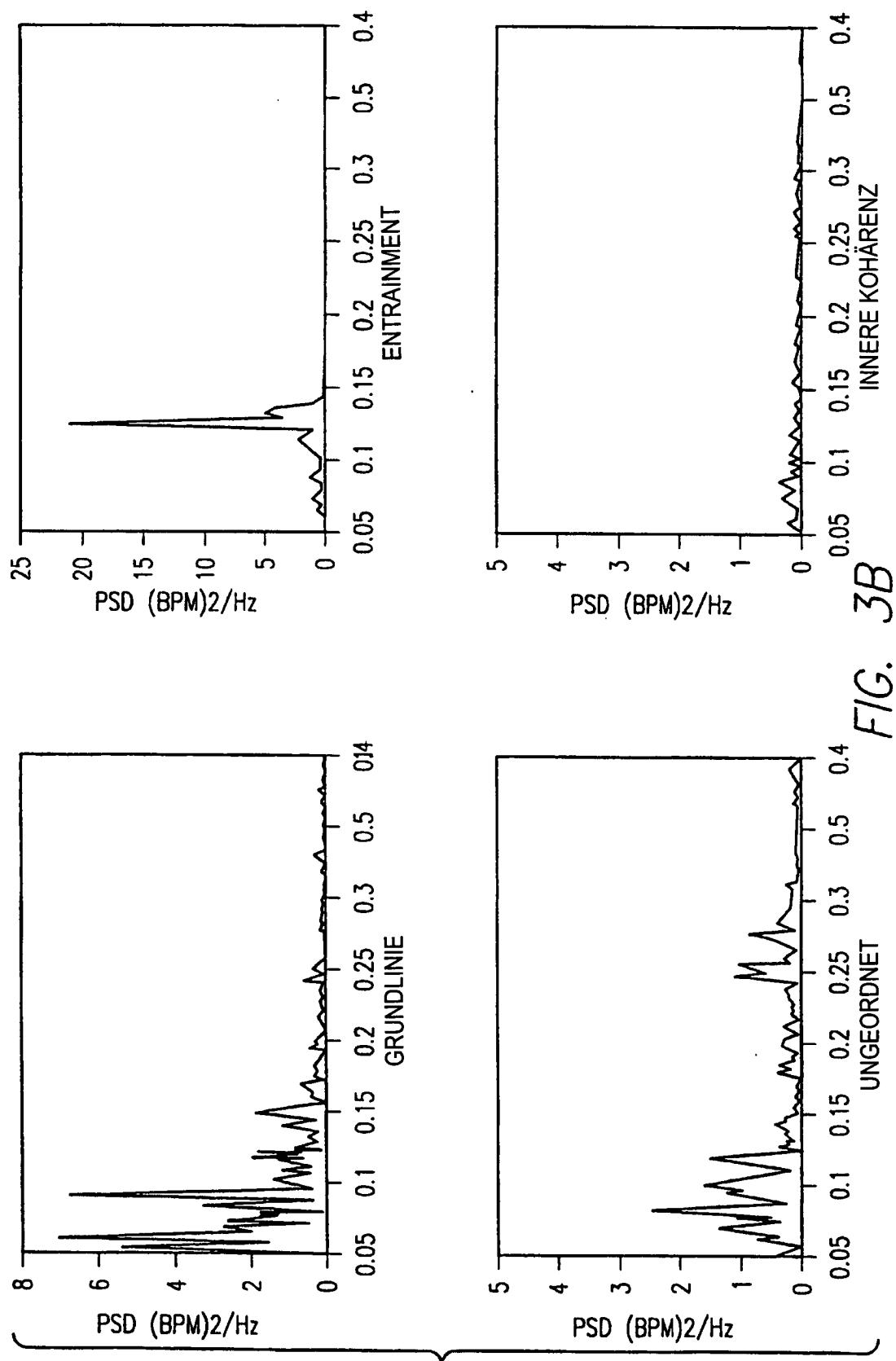
*FIG. 2*

The graph displays the power spectrum of heart rate variability (HRV) in BPM^2/Hz on the x-axis, ranging from 0.0 to 0.5. The y-axis represents frequency, with values 0, 1, 2, and 3 indicated. The spectrum shows a complex multi-peaked pattern, characteristic of non-stationary heart rate variability. Superimposed on this spectrum are numerous small black dots, which represent individual heartbeats plotted over time.

21/39

FIG. 3A





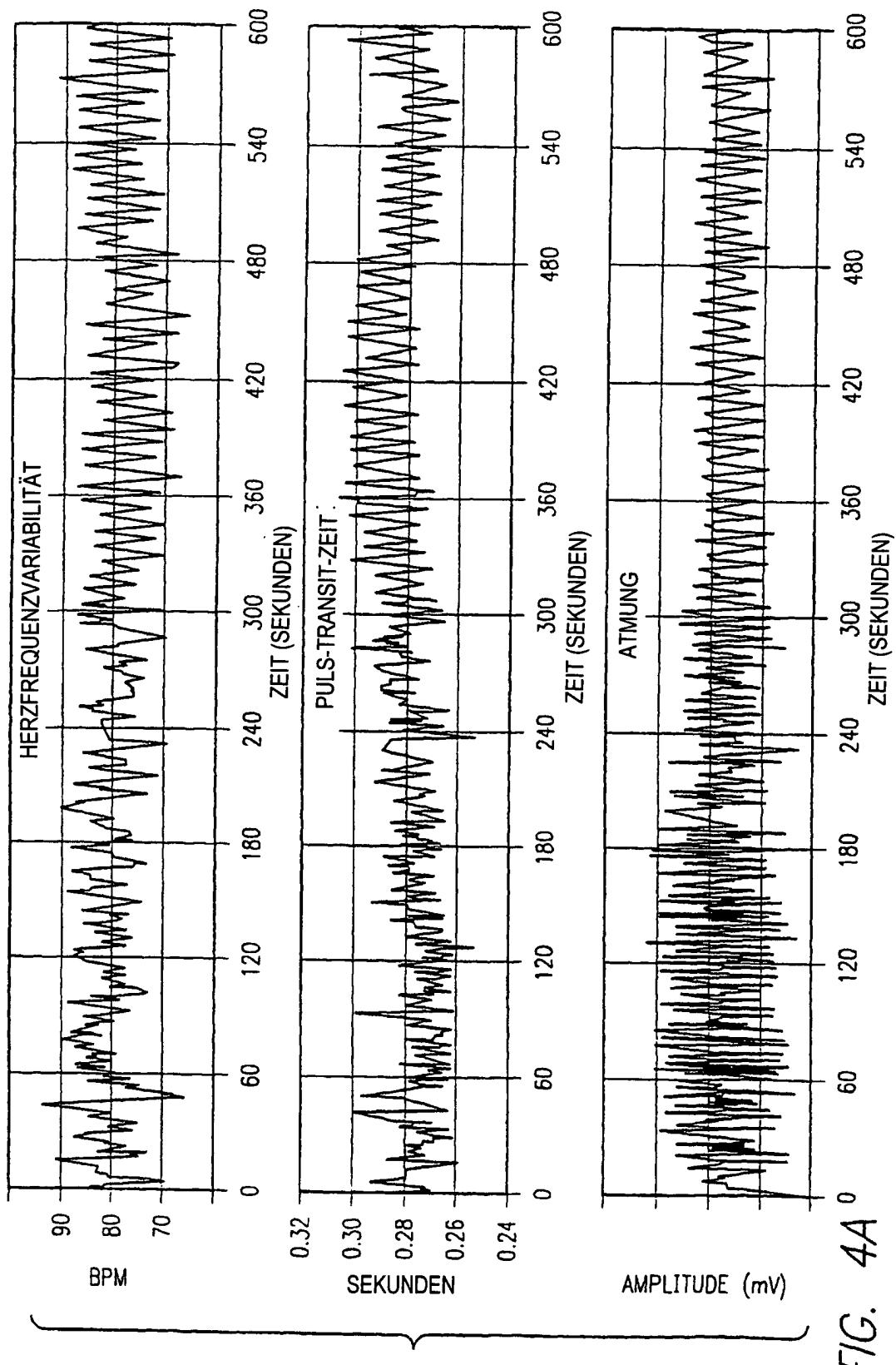


FIG. 4A

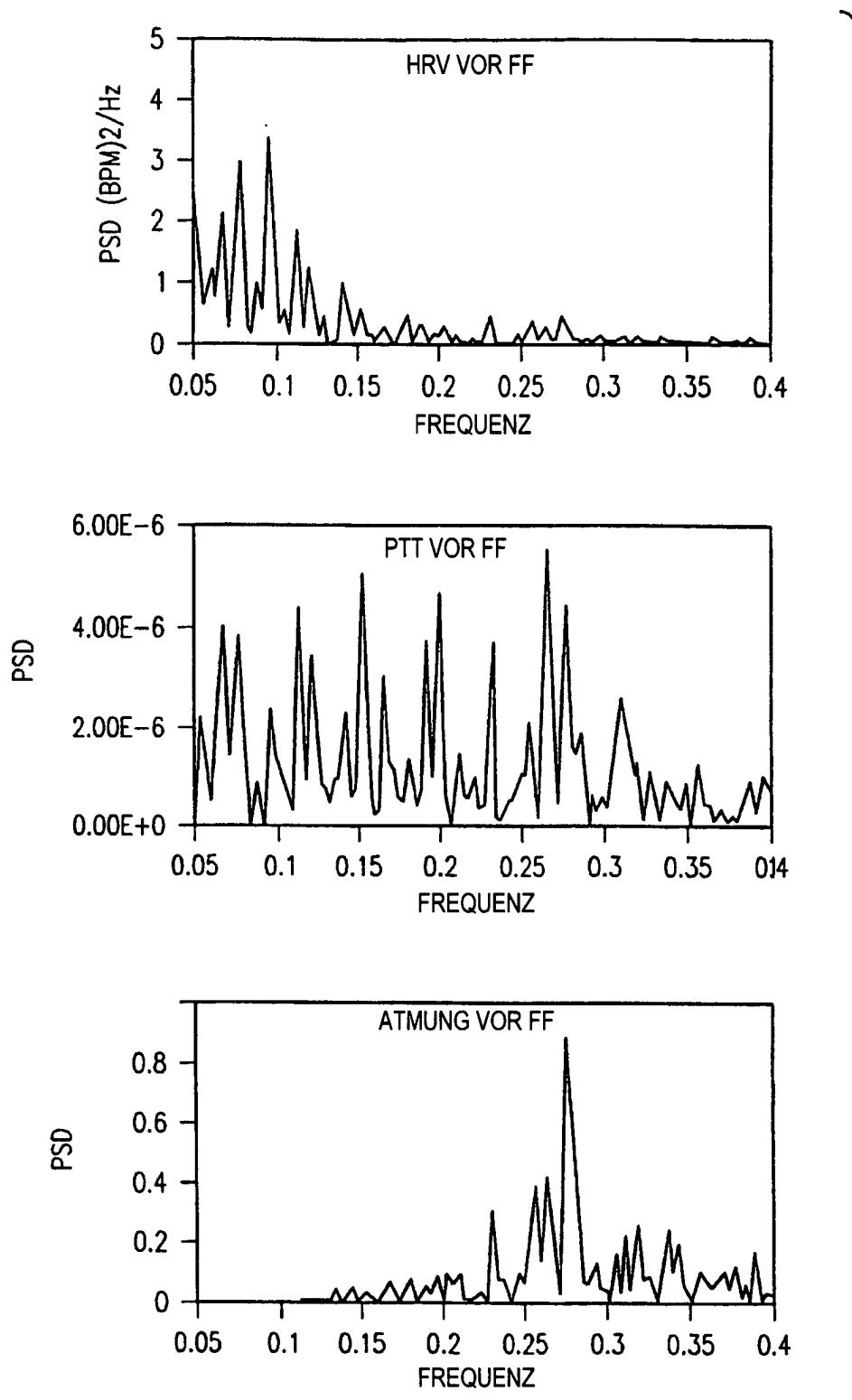


FIG. 4B

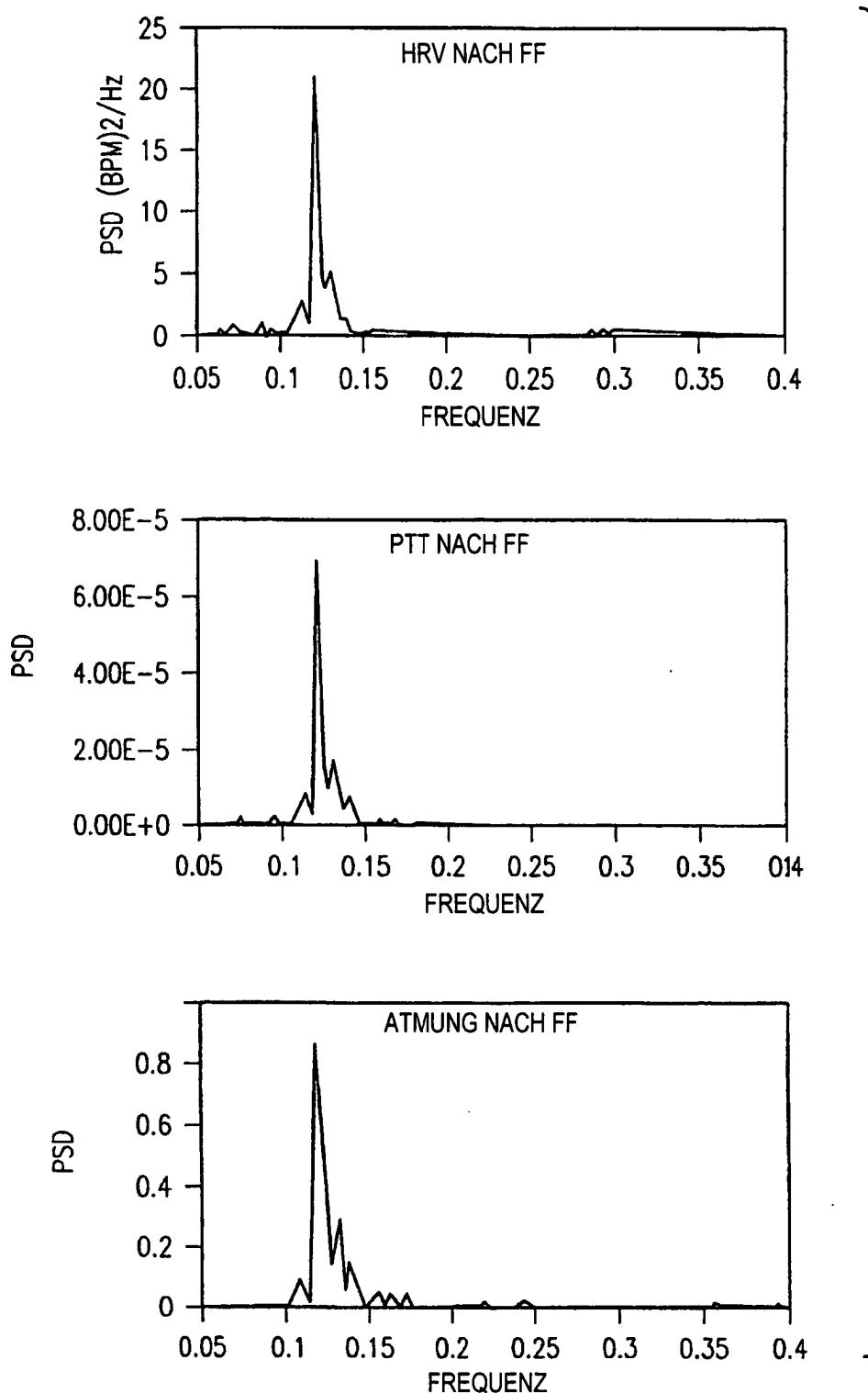


FIG. 4C

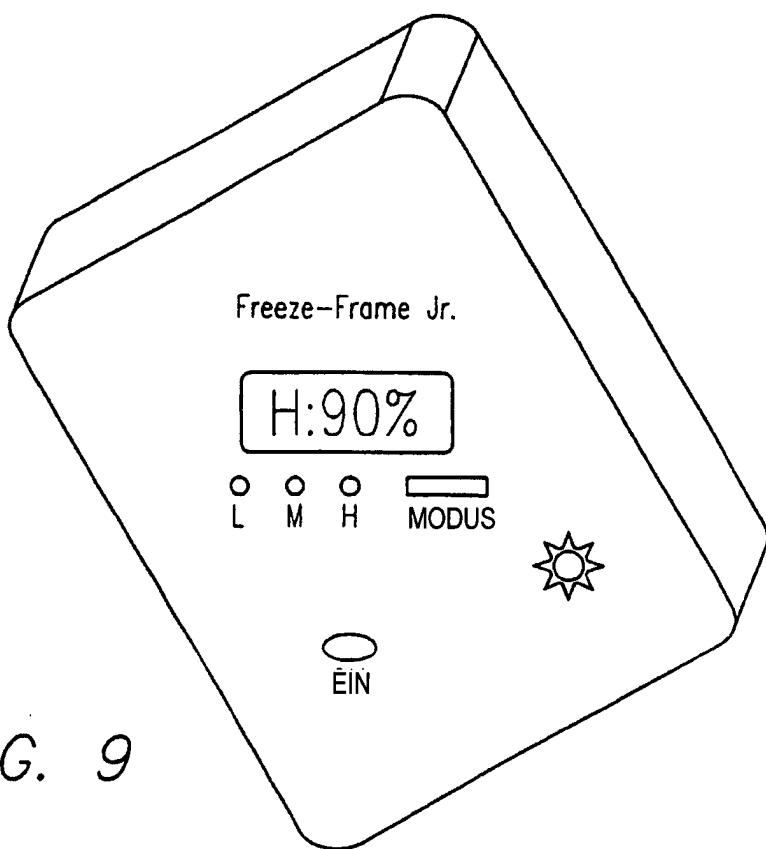
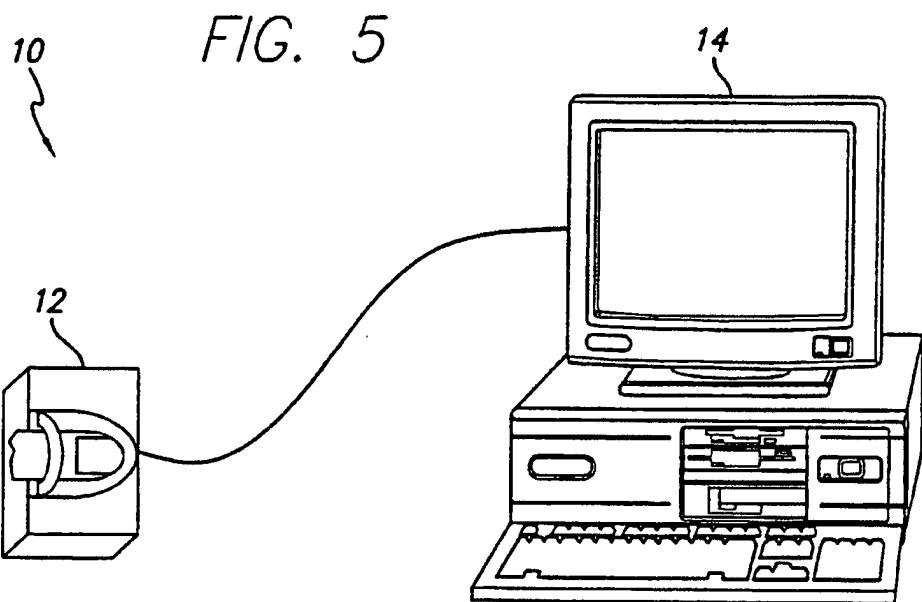


FIG. 6

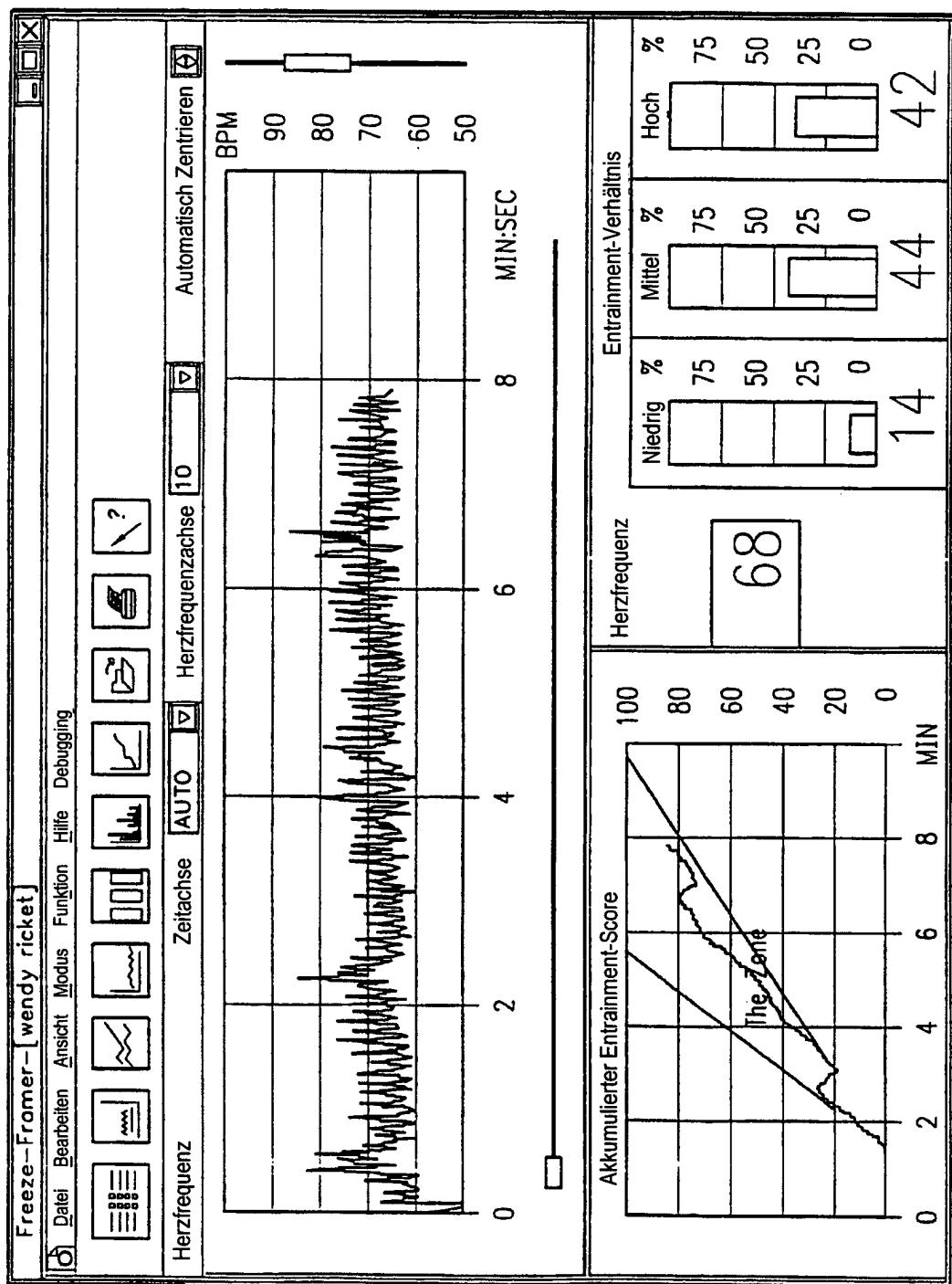


FIG. 7A

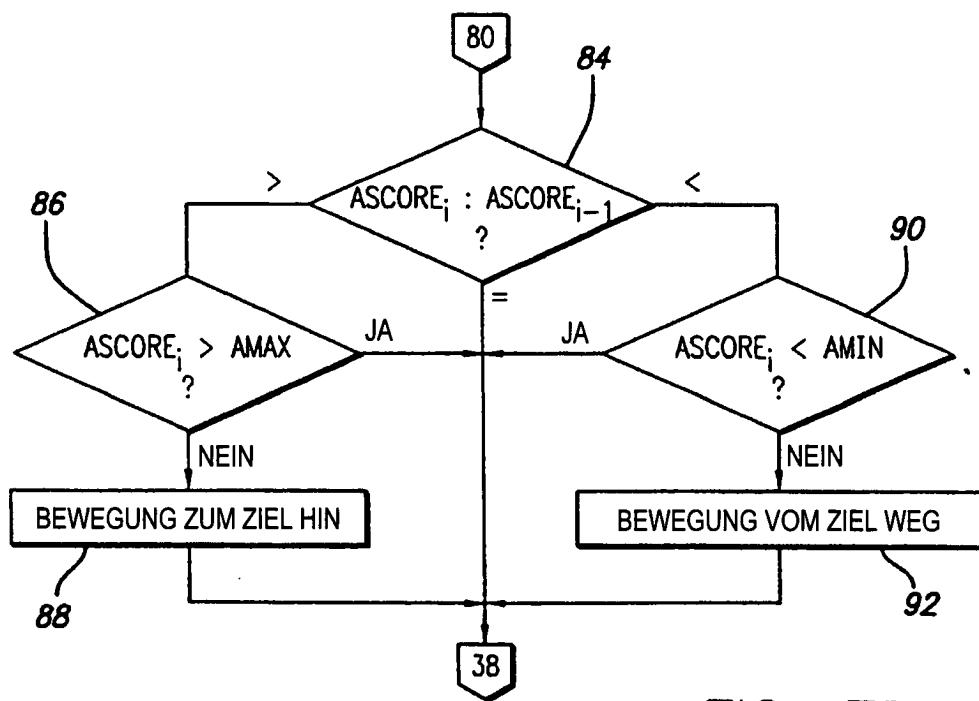
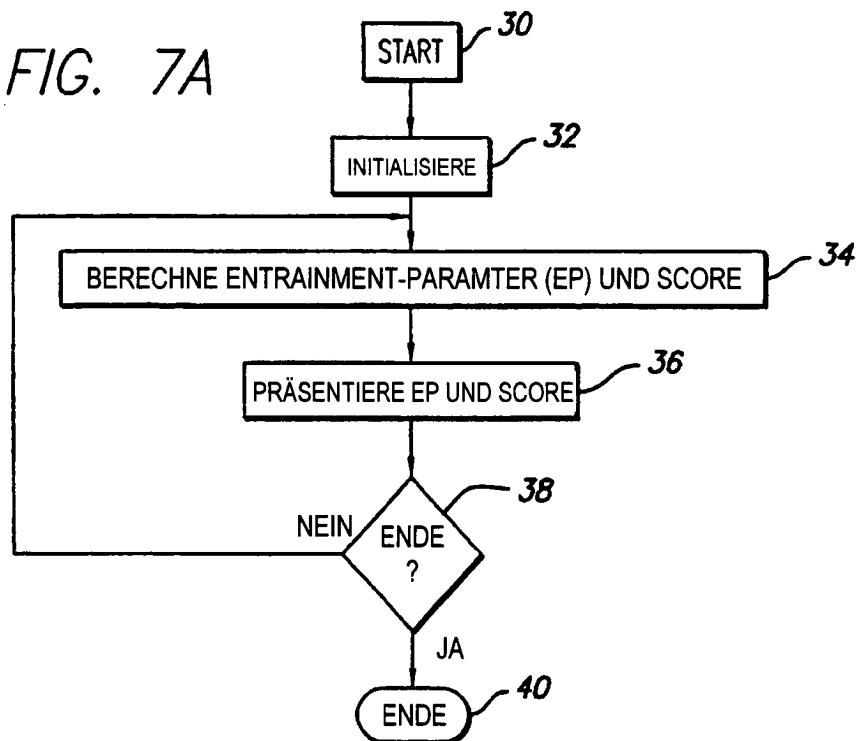


FIG. 7D

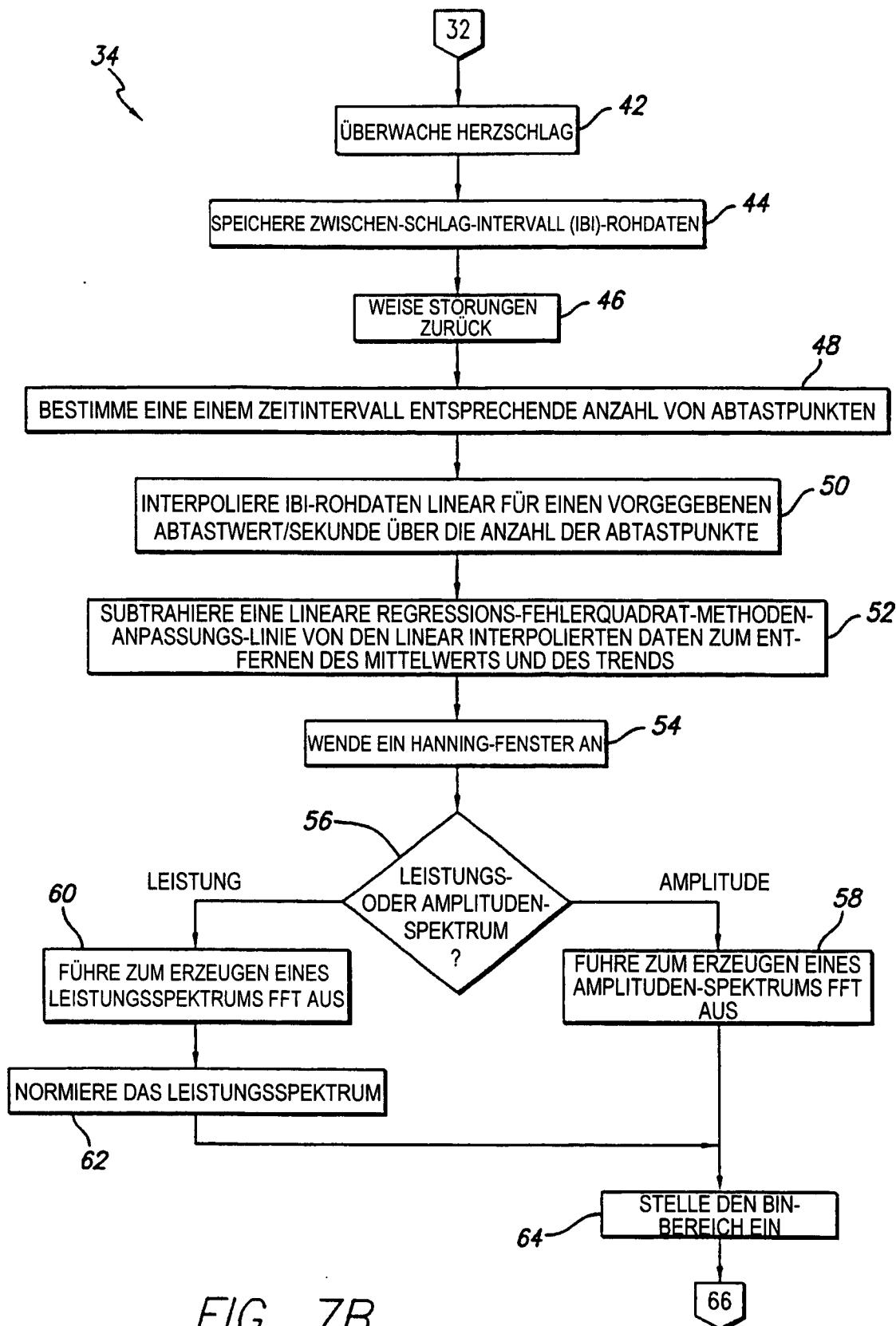


FIG. 7B

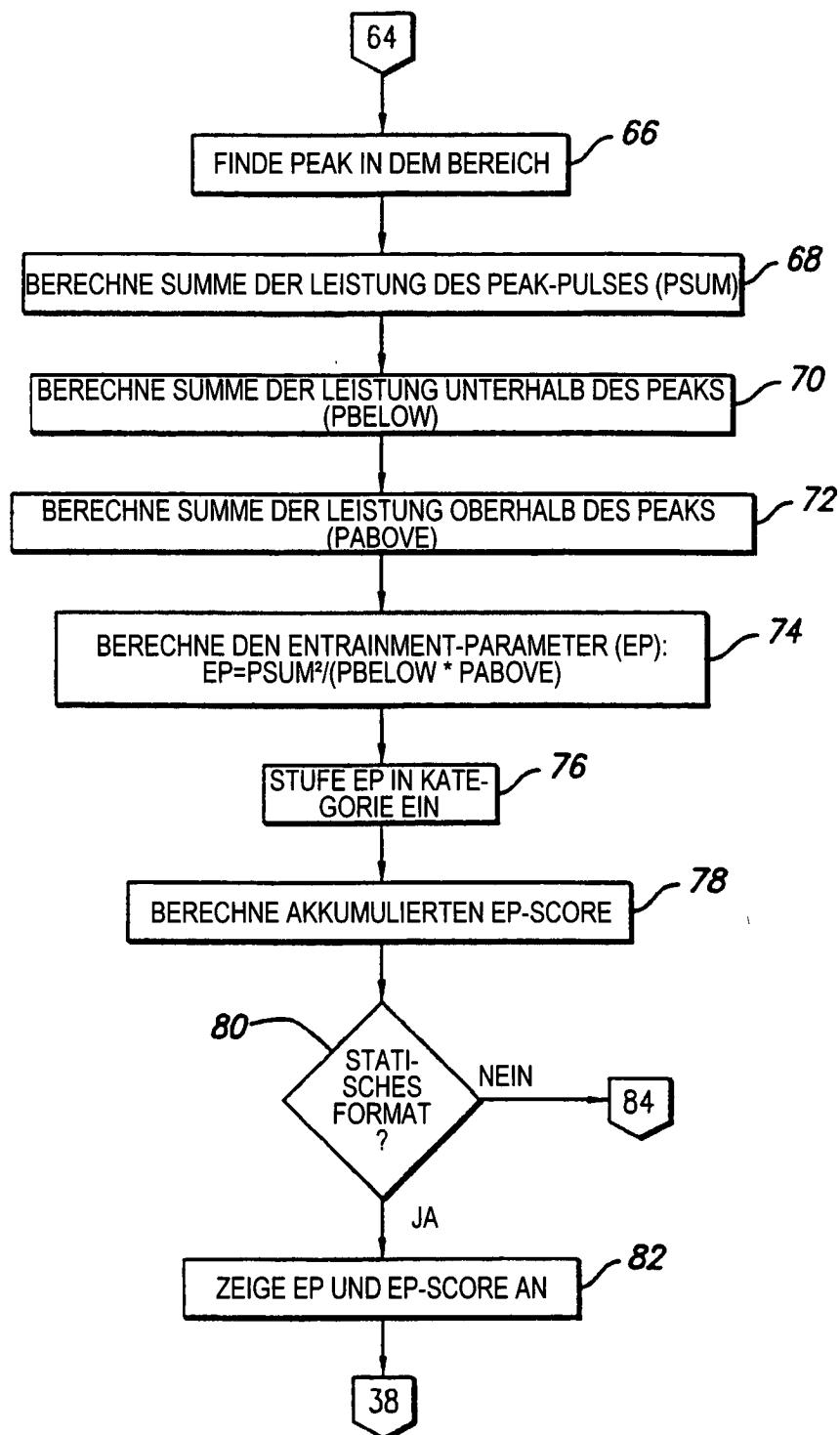


FIG. 7C

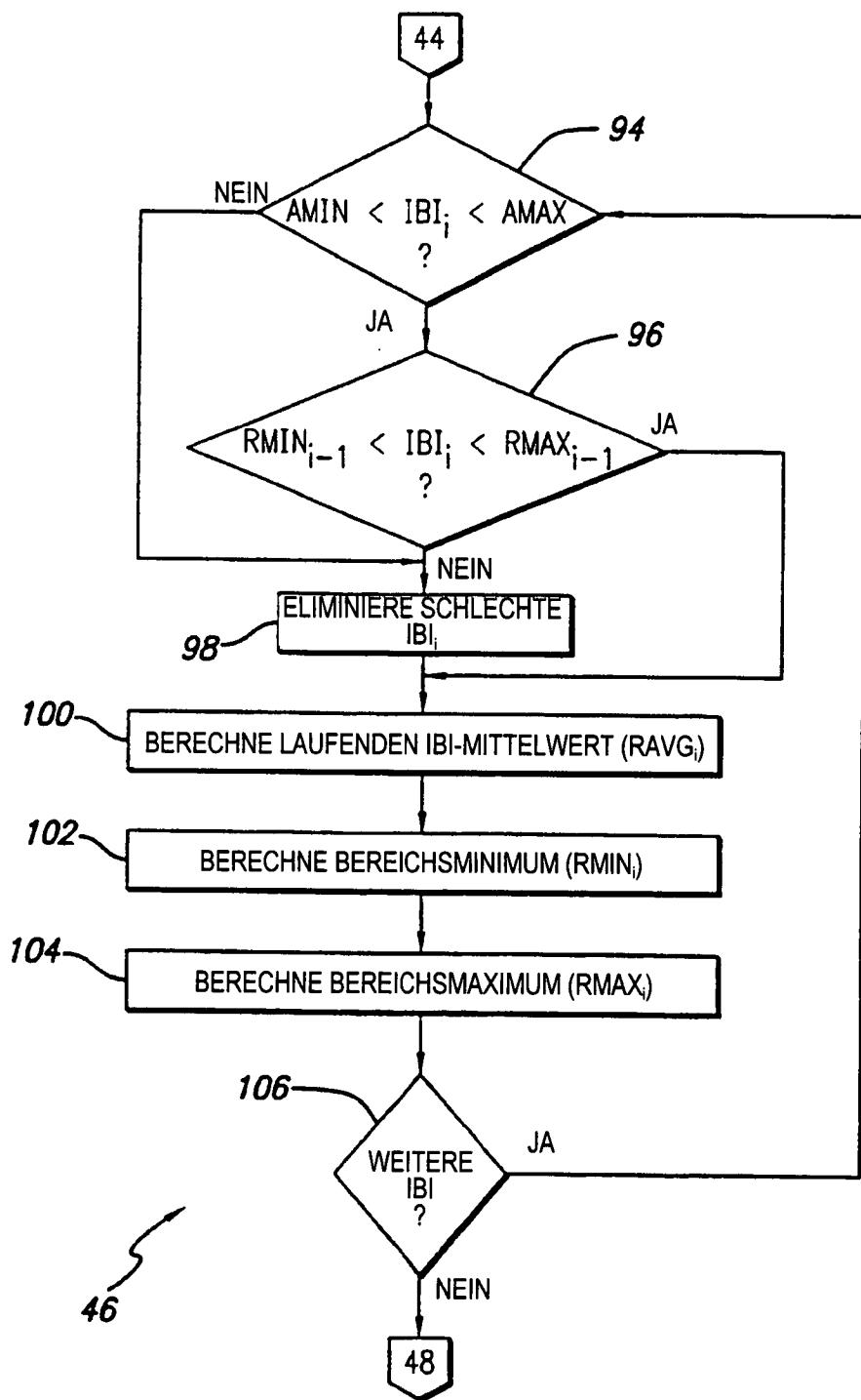


FIG. 7E

FIG. 8A

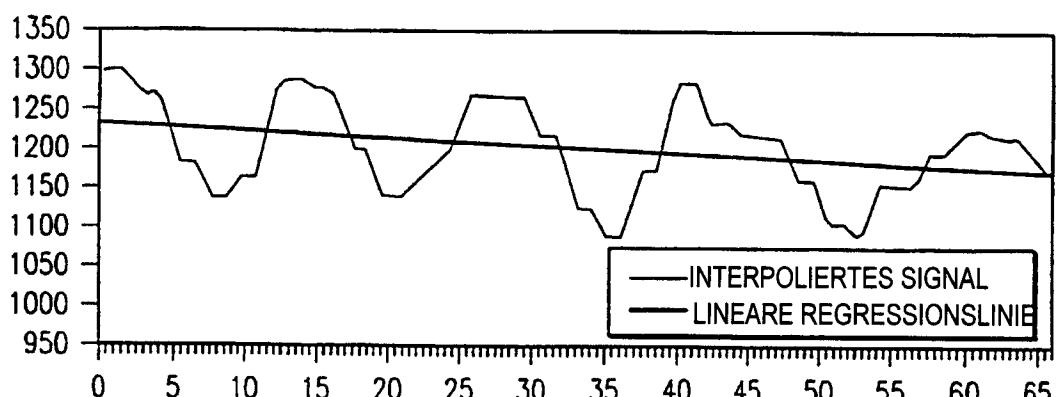
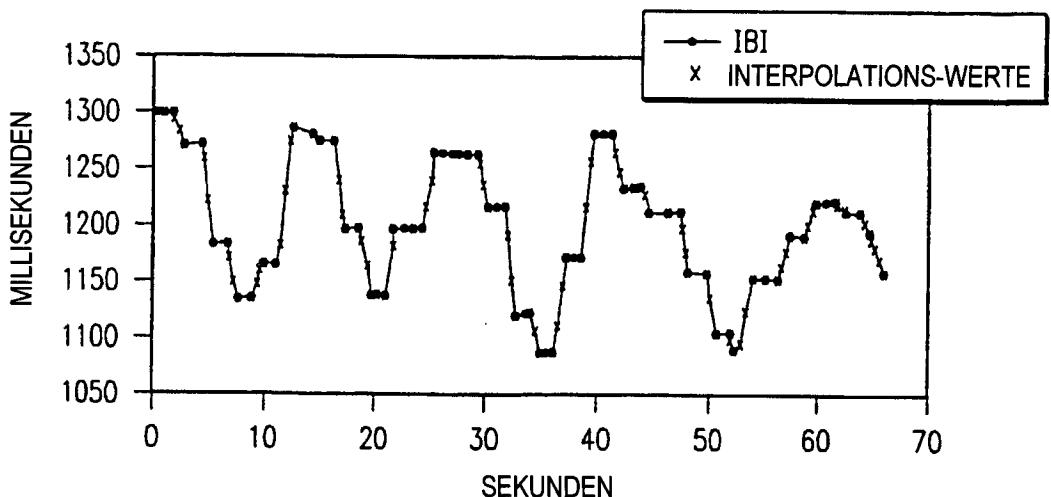


FIG. 8B

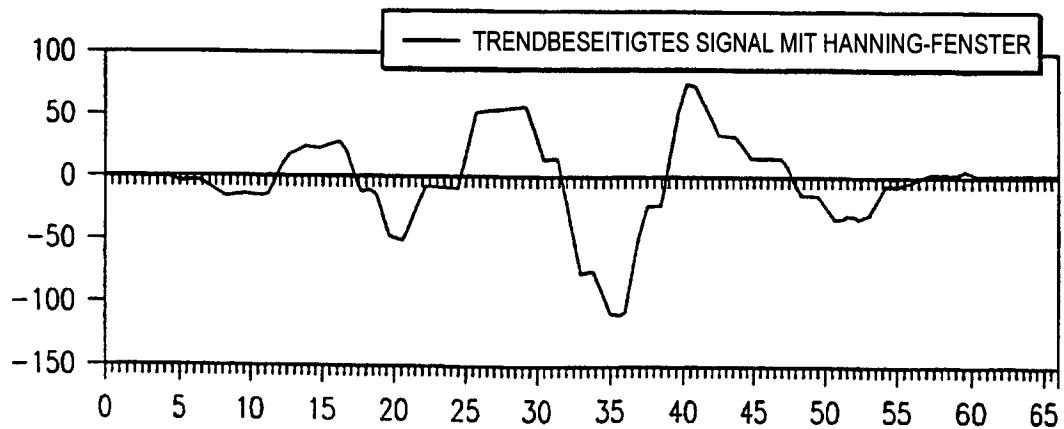


FIG. 8C

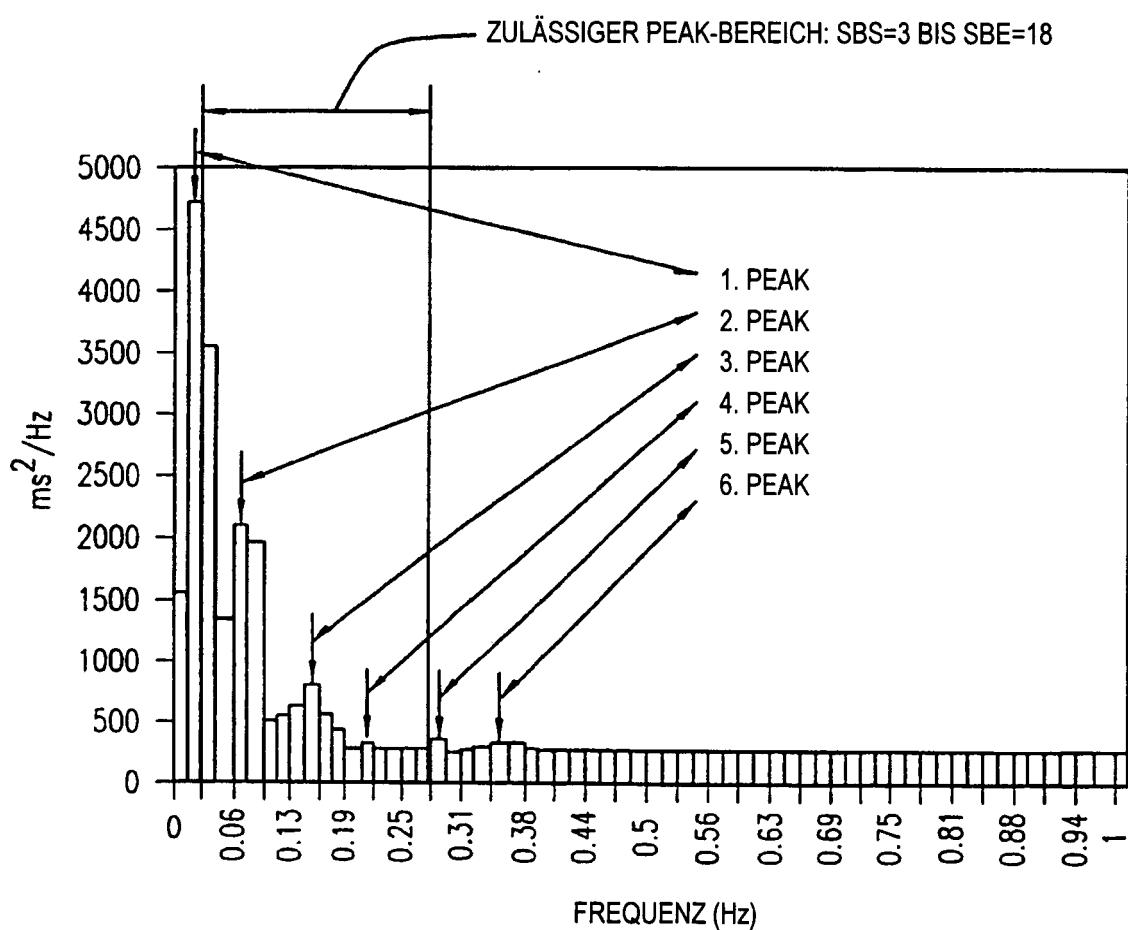
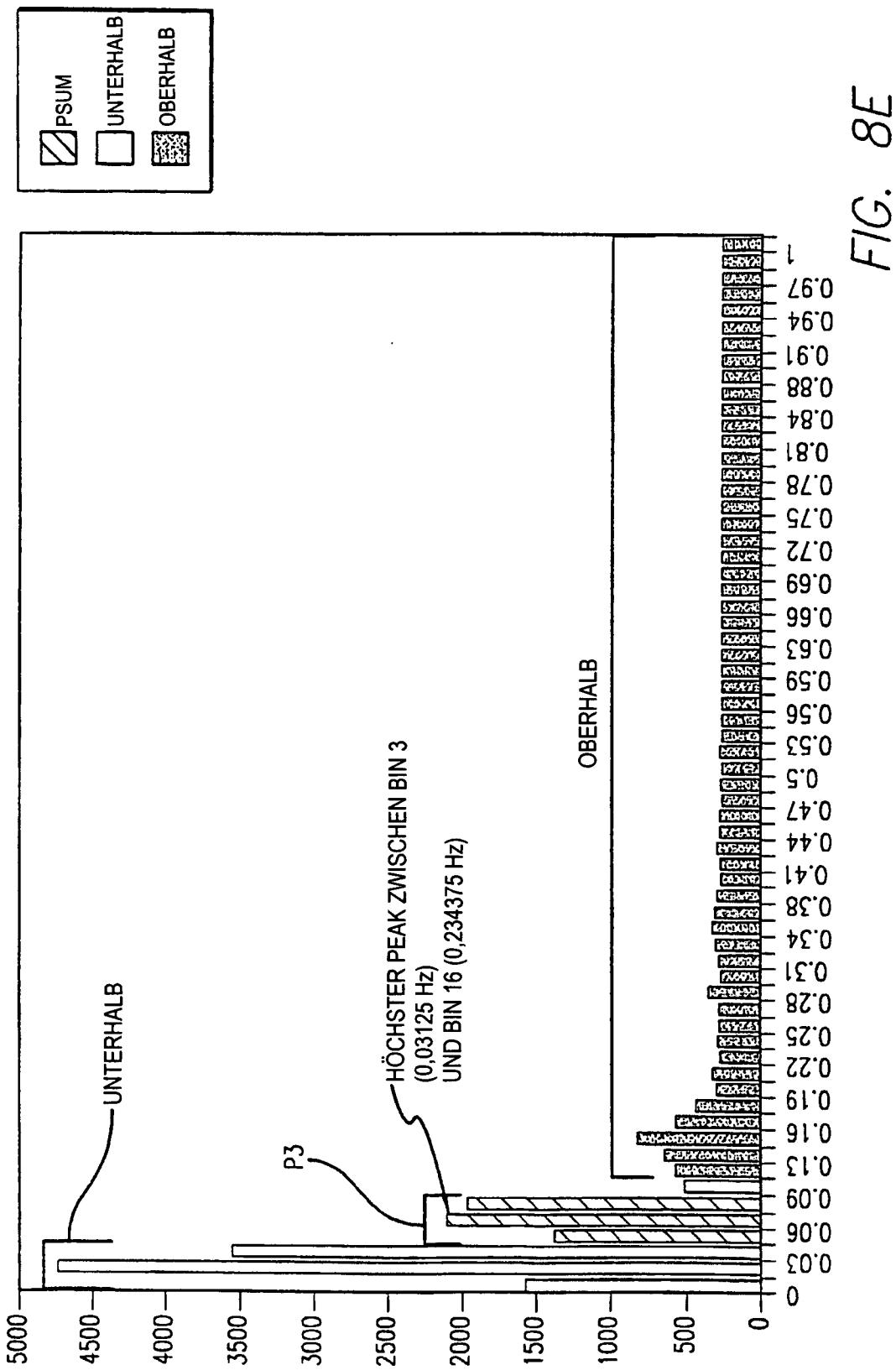


FIG. 8D



START-BEREICH BEI SBS END-BEREICH BEI SBE
SBS=BIN 3, SBE=BIN 18

FIG. 8F

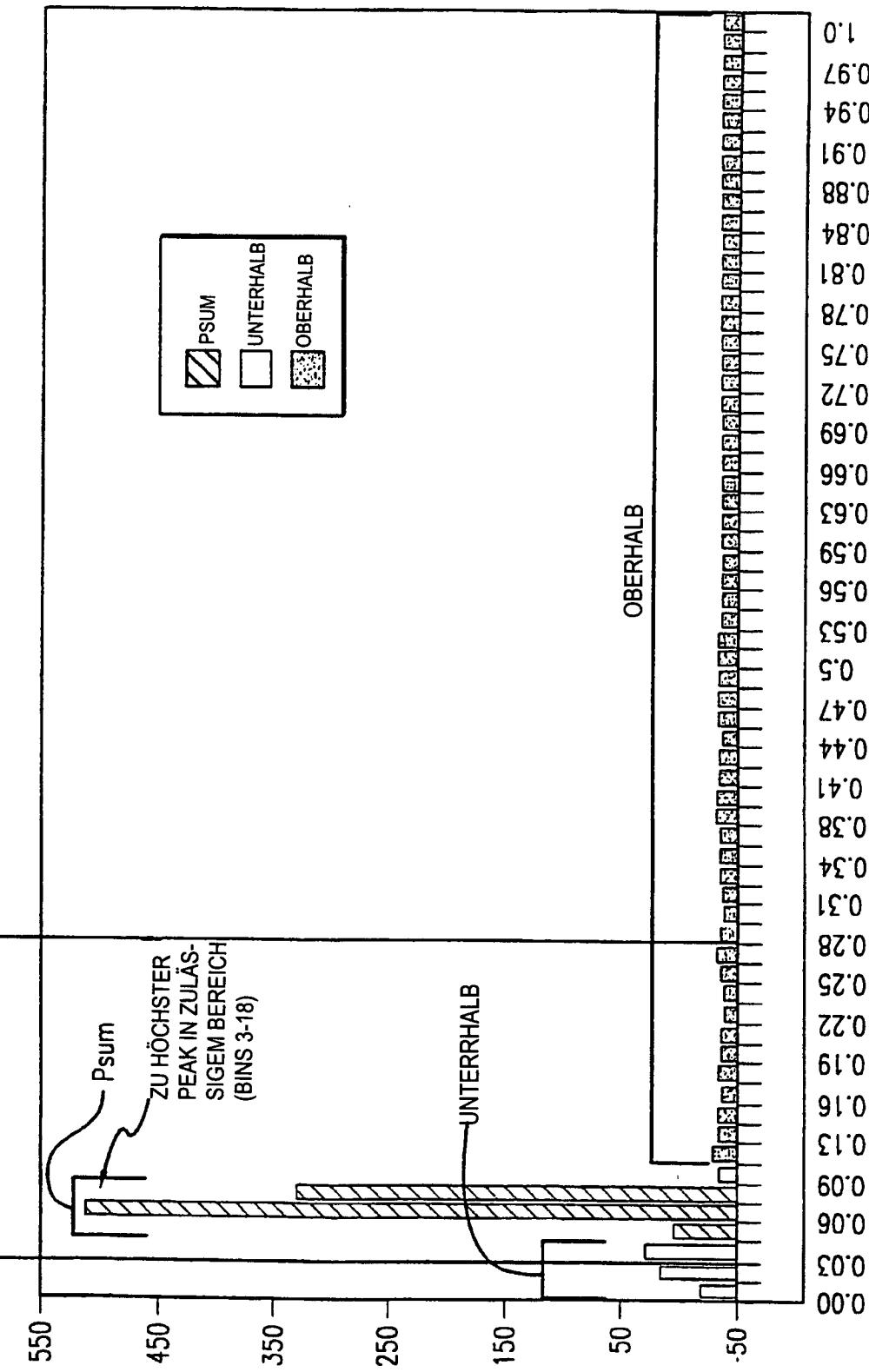
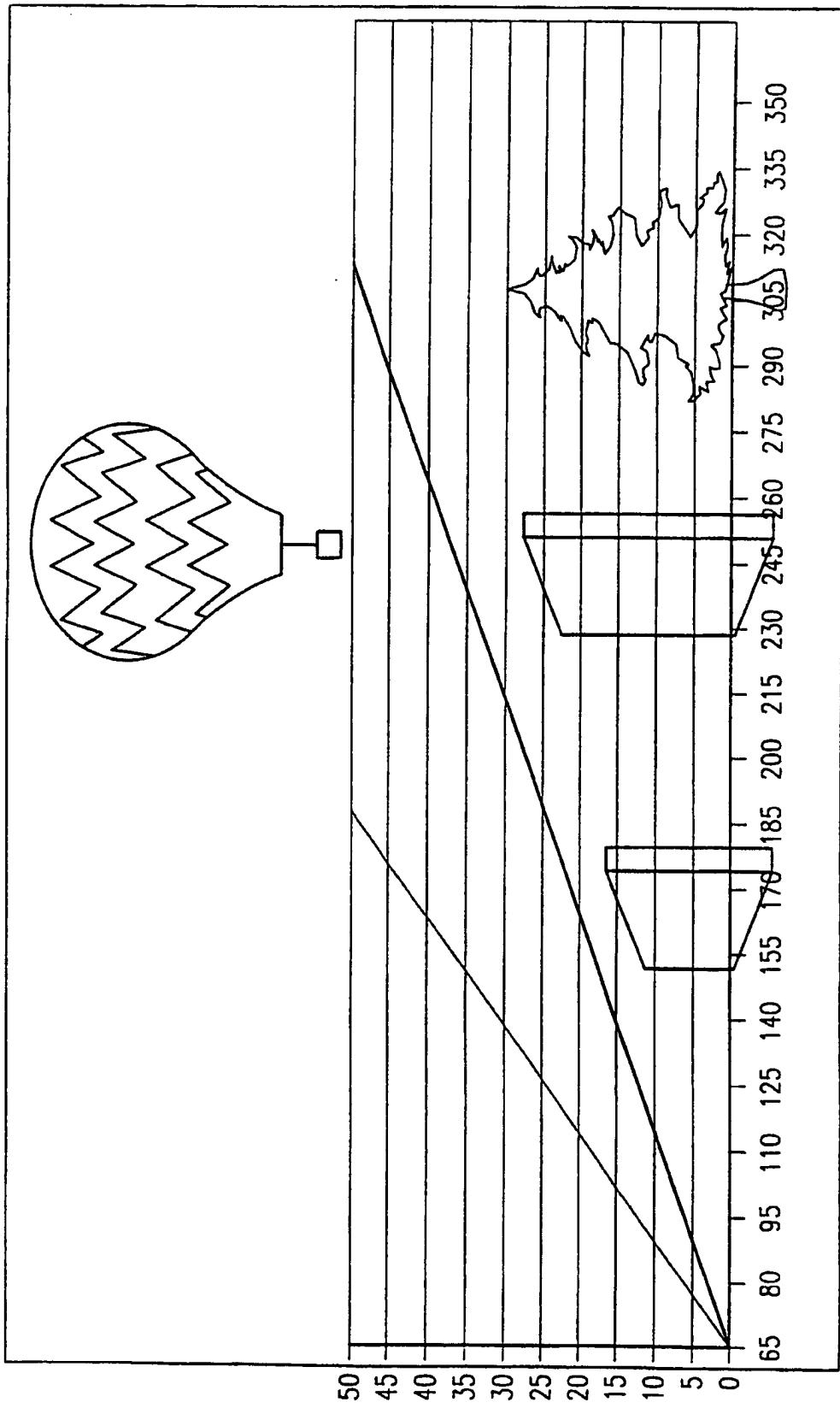


FIG. 10



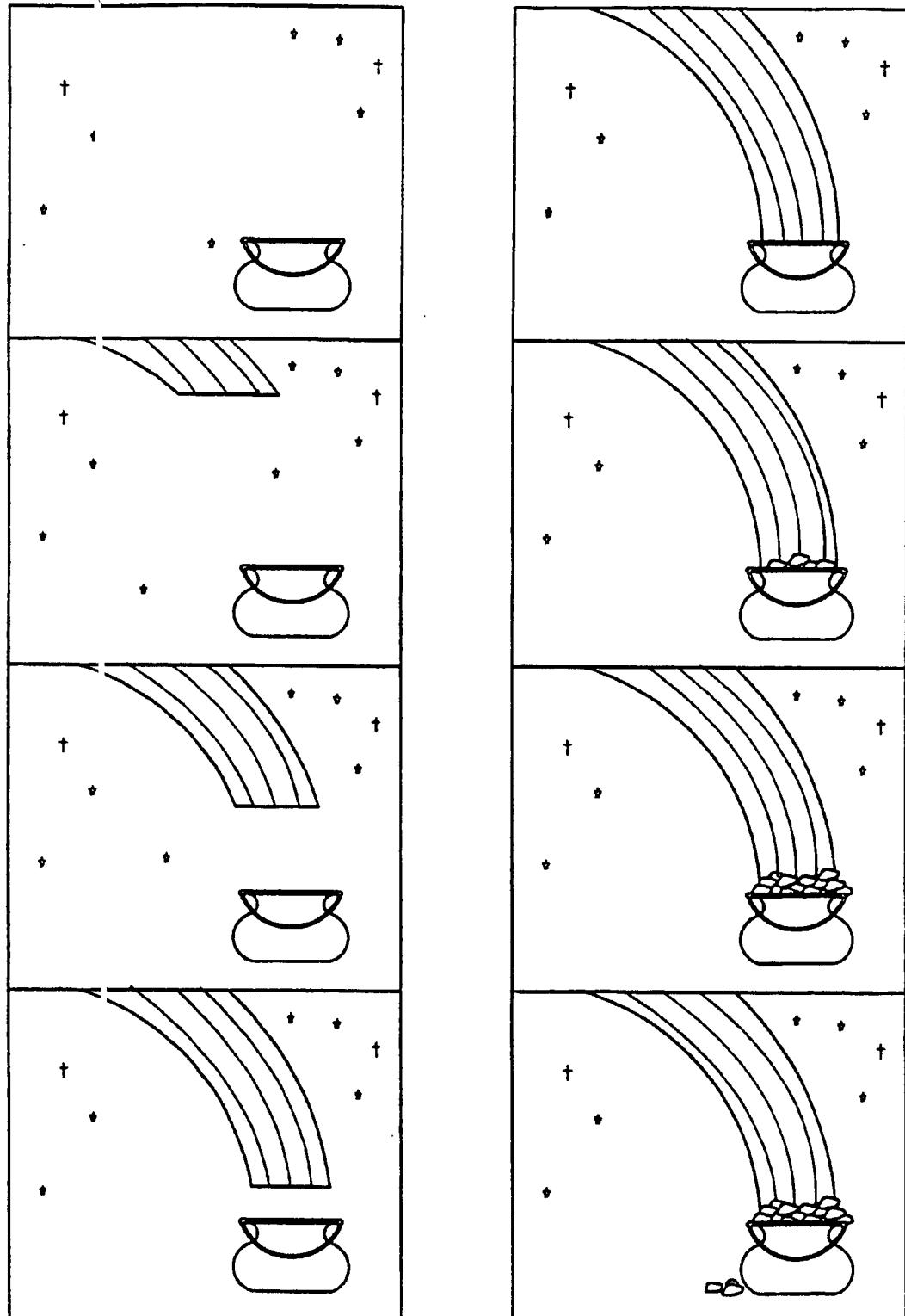


FIG. 11

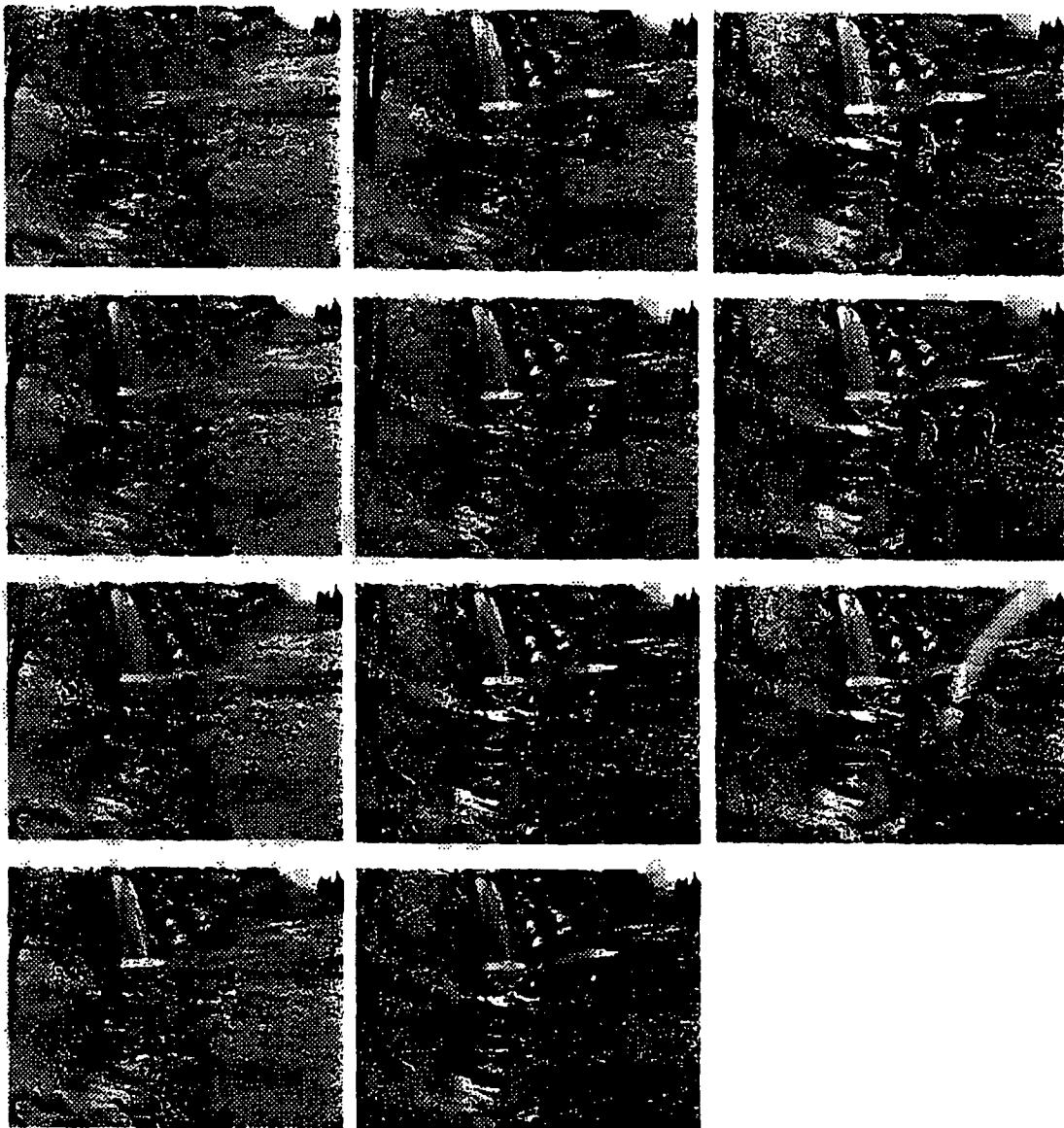


FIG. 12