



(12)

Veröffentlichung

der internationalen Anmeldung mit der
(87) Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2011/035070**
in deutscher Übersetzung (Art. III § 8 Abs. 2 IntPatÜG)
(21) Deutsches Aktenzeichen: **11 2010 003 689.6**
(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US2010/049190**
(86) PCT-Anmeldetag: **16.09.2010**
(87) PCT-Veröffentlichungstag: **24.03.2011**
(43) Veröffentlichungstag der PCT Anmeldung
in deutscher Übersetzung: **17.01.2013**

(51) Int Cl.: **A61N 5/00 (2012.01)**
G01P 15/00 (2012.01)

(30) Unionspriorität:
61/243,507 **17.09.2009** **US**

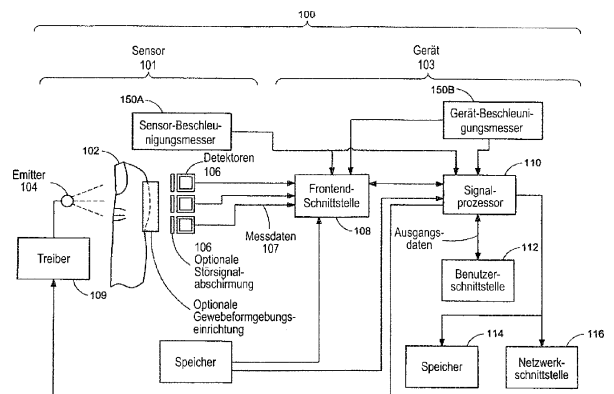
(74) Vertreter:
Vossius & Partner, 81675, München, DE

(71) Anmelder:
LAMEGO, Marcelo, Coto de Caza, CA, US;
Masimo Laboratories, Inc., Irvine, Calif., US

(72) Erfinder:
POEZE, Jeroen, Mission Viejo, CA, US; Bruinsma,
Johannes, Mission Viejo, CA, US; LAMEGO,
Marcelo, Coto de Caza, CA, US

(54) Bezeichnung: **Verbesserte Analytüberwachung unter Verwendung eines oder mehrerer Beschleunigungsmesser**

(57) Zusammenfassung: Die vorliegende Erfindung betrifft Verfahren, Vorrichtungen und Systeme zum Messen eines Blutanalyten, wie beispielsweise Glukose. Die Erfindung betrifft insbesondere die Verwendung eines oder mehrerer Beschleunigungsmesser in derartigen Verfahren, Vorrichtungen und Systemen, die die Datenerfassung, den Betrieb der Vorrichtung, einen Filterprozess und andere Prozesse unterstützen. In einigen Ausführungsformen sind die Beschleunigungsmesser dreidimensionale Beschleunigungsmesser. Ein Beschleunigungsmesser kann in Verbindung mit einer Analytüberwachung verwendet werden, die durch Spektroskopie im Infrarotbereich im nahen Infrarotbereich oder bei anderen Wellenlängen ausgeführt werden kann. Der Beschleunigungsmesser kann es einem Überwachungsinstrument ermöglichen, verrauschte Messdaten geeignet zu verarbeiten, die Position einer Messstelle anzuzeigen, an der bessere Ergebnisse erwartet werden, die Position des Instruments anzuzeigen oder den Benutzer dabei unterstützen, das Instrument geeignet zu platzieren oder zu steuern. Außerdem kann die Analytüberwachung durch Bereitstellen von Bewegungsinformation verbessert werden, die verwendet werden kann, um dazu beizutragen, mit einer Bewegung in Beziehung stehende Signalartefakte oder Rauschsignale zu bestimmen und zu vermindern, die im Überwachungssignal enthalten sein können.



Beschreibung

Verweis auf verwandte Anmeldungen

[0001] Die vorliegende Erfindung beansprucht den Prioritätsvorteil gemäß 35 U. S. C. 119 (e) von der am 17. September 2009 eingereichten vorläufigen US-Patentanmeldung Nr. 61/243507 mit dem Titel "Improving Analyte Monitoring Using One Or More Accelerometers", auf deren Inhalt hierin durch Verweis Bezug genommen wird.

Erfindungsgebiet

[0002] Die vorliegende Erfindung betrifft die Messung eines Blutanalyten, wie beispielsweise Glukose. Die Erfindung betrifft insbesondere die Verwendung eines Beschleunigungsmessers in derartigen Messungen zur Unterstützung der Erfassung von Daten, des Betriebs einer Vorrichtung, eines Filterprozesses und anderer Anwendungen.

Hintergrund der Erfindung

[0003] Die Messung von Blutanalyten, wie beispielsweise Sauerstoff, Kohlenmonoxid, Methämoglobin, Gesamthämoglobin, Glukose, Proteine, Lipide, eines Prozentanteils davon (z. B. Sättigung) und anderer physiologisch relevanter Patientenkenngößen kann schwierig sein. Es wird beispielhaft die Messung von Blutglukose betrachtet. Zum Messen von Glukosewerten verwendete invasive Techniken können schmerzhaft und unbequem durchführbar sein. Außerdem können einige Patienten, wie beispielsweise ältere Patienten oder Kleinkinder, diese invasiven Tests nicht selbständig zuverlässig durchführen. Diese Nachteile können bei Diabetespatienten, bei denen eine häufige Überwachung erforderlich ist, besonders schwerwiegend sein. Ein Fehler bei der geeigneten Überwachung und Kontrolle des Blutglukosewertes kann ernsthafte Konsequenzen für einen Diabetespatienten haben.

[0004] Es wurden erhebliche Anstrengungen hinsichtlich der Entwicklung nichtinvasiver Techniken für die Blutglukosemessung unternommen. Ein Beispiel einer erprobten nichtinvasiven Technik ist Infrarotspektroskopie. Durch Infrarotspektroskopie wird Blutglukose basierend auf der optischen Strahlungsmenge gemessen, die durch Patientengewebe absorbiert, transmittiert oder reflektiert wird.

[0005] Leider ist Blutglukose unter Verwendung herkömmlicher Infrarotspektroskopie schwierig messbar. Biologisches Gewebe und Wasser haben eine hohe Eigenabsorption bei den gleichen Lichtwellenlängen, die auf Blutglukose ansprechen. Blutglukose ist außerdem in relativ niedrigen Konzentrationen vorhanden. Außerdem werden die optischen Eigenschaften der Haut- und Blutzusammensetzung zwi-

schen verschiedenen Patienten stark variieren. Außerdem wird durch jegliche physische Bewegung der Messstelle Rauschen in das Messsignal induziert, was es sehr schwierig macht, einen exakten Messwert zu erhalten. Diese und andere Herausforderungen haben dazu geführt, dass eine nichtinvasive Glukoseüberwachung schwierig ist.

[0006] Die Probleme treten auch jenseits der Glukosemessung auf. Unter bestimmten Bedingungen können ähnliche Probleme auch bei der Messung anderer Analyten, wie beispielsweise Sauerstoff, Kohlenmonoxid, Methämoglobin, Gesamthämoglobin, Proteine, Lipide, einem Prozentanteil davon (z. B. Sättigung) oder bei der Messung vieler anderer physiologisch relevanter Patientenkenngößen auftreten.

Kurze Beschreibung der Erfindung

[0007] Die vorliegende Erfindung betrifft Verfahren, Vorrichtungen und Systeme zum Messen eines Blutanalyten, wie beispielsweise Glukose. Die Erfindung betrifft insbesondere die Verwendung eines oder mehrerer Beschleunigungsmesser in solchen Verfahren, Vorrichtungen und Systemen zum Unterstützen der Erfassung von Daten, des Betriebs der Vorrichtung, eines Filterprozesses und anderer Anwendungen. In einigen Ausführungsformen ist der Beschleunigungsmesser ein dreidimensionaler ("3D") Beschleunigungsmesser.

[0008] Der hierin verwendete Ausdruck 3D-Beschleunigungsmesser umfasst seine einem Fachmann bekannte bzw. -aufnehmer oder Akzellerometer breite Bedeutung. Beschleunigungsmesser können Ausgangssignale in Antwort auf eine Beschleunigung einer Vorrichtung und bezüglich drei orthogonalen Achsen bereitstellen, die manchmal als "X"-, "Y"- und "Z"-Achse bezeichnet werden. Im Zusammenhang mit der vorliegenden Erfindung kann ein Beschleunigungsmesser in Verbindung mit einer Analytüberwachung verwendet werden, die durch Spektroskopie im Infrarotbereich, im nahen Infrarotbereich oder bei anderen Wellenlängen ausgeführt wird. Beispielsweise wird durch die Verarbeitung von von einem Beschleunigungsmesser erhaltenen Daten ermöglicht, dass ein Überwachungsinstrument verarbeitete Messdaten geeignet verarbeiten kann, die Position einer Messstelle anzeigen kann, an der bessere Ergebnisse erwartet werden, die Position des Instruments anzeigen kann, eine Kombination davon, usw. In einigen Ausführungsformen kann durch die Verwendung eines Beschleunigungsmessers die Analytüberwachung durch Bereitstellen von Bewegungsinformation verbessert werden, die dazu beitragen kann, mit einer Bewegung in Beziehung stehende Signalartefakte oder Rauschteile zu bestimmen, die im Überwachungssignal vorhanden sein können. In einigen Ausführungsformen wird ein 3D-Beschleunigungsmesser verwendet, um mehr De-

tails des Bewegungsrauschens zu erhalten. Durch Entfernen von Artefakten und Rauschen kann die Qualität des Analytüberwachungssignals verbessert werden. Außerdem kann in einigen Ausführungsformen die Information von den Beschleunigungsmessern auch zum Bereitstellen einer Rückmeldung für den Patienten, einen Probanden oder Benutzer der Vorrichtung verwendet werden, um diese dabei zu unterstützen, beispielsweise den Sensor zur korrekten Position oder Ausrichtung zu bewegen oder den Sensor bewegungslos oder annähernd bewegungslos zu halten. In verschiedenen Ausführungsformen können Beschleunigungsmesser auch auf einer Basis- oder Verarbeitungseinheit der Vorrichtung angeordnet werden, um eine Steuerung der Vorrichtung unter Verwendung einer vorrichtungszentrierten Bewegung zu ermöglichen.

Kurze Beschreibung der Zeichnungen

[0009] [Fig. 1](#) zeigt ein Blockdiagramm einer exemplarischen Ausführungsform eines erfindungsgemäßen Datenerfassungssystems, das dazu geeignet ist, einen oder mehrere Blutanalyten eines überwachten Patienten auf nichtinvasive Weise zu messen, wobei das System einen oder mehrere Beschleunigungsmesser aufweist;

[0010] [Fig. 2A](#), [Fig. 2B](#), [Fig. 2C](#) und [Fig. 2D](#) zeigen optionale Anordnungen von Beschleunigungsmessern **150A**, **150B**, **150C**, **150D** und **150E** an verschiedenen Stellen in Sensoren **101A**, **101B**, **101C** und **101D**;

[0011] [Fig. 3A](#), [Fig. 3B](#) und [Fig. 3C](#) zeigen die optionale Anordnung von Beschleunigungsmessern **150A**, **150B**, **150C** und **150D** an verschiedenen Stellen in Vorrichtungen **103A**, **103B** und **103C**;

[0012] [Fig. 4A](#) zeigt ein Blockdiagramm zum Darstellen eines ersten Systems zum Verarbeiten von Beschleunigungsmesserdaten;

[0013] [Fig. 4B](#) zeigt ein Blockdiagramm zum Darstellen eines zweiten Systems zum Verarbeiten von Beschleunigungsmesserdaten;

[0014] [Fig. 5A](#) zeigt ein Blockdiagramm zum Darstellen eines dritten Systems zum Verarbeiten von Beschleunigungsmesserdaten;

[0015] [Fig. 5B](#) zeigt ein Blockdiagramm zum Darstellen eines vierten Systems zum Verarbeiten von Beschleunigungsmesserdaten;

[0016] [Fig. 6](#) zeigt ein Ablaufdiagramm zum Darstellen eines Verfahrens zum Anzeigen eines Rauschpegels für ein vom Sensor erhaltenes Signal;

[0017] [Fig. 7](#) zeigt ein Ablaufdiagramm zum Darstellen eines Verfahrens, durch das ein Patient aufgefordert wird, den Sensor geeignet zu positionieren und auszurichten;

[0018] [Fig. 8](#) zeigt ein Blockdiagramm zum Darstellen einer Filterverarbeitung für ein verrauschtes Signal unter Verwendung von Information von einem 3D-Beschleunigungsmesser; und

[0019] [Fig. 9](#) zeigt ein Blockdiagramm zum Darstellen eines Systems zum Subtrahieren eines Rauschsignals von einem Eingangssignal.

Beschreibung der Ausführungsformen

[0020] Einige hierin beschriebene Ausführungsformen können im Allgemeinen ein Analytmesssystem aufweisen, das mit einer Vorrichtung verbunden ist, das dafür konfiguriert ist, das vom Sensor übertragene Signal zu verarbeiten. Am Sensor und an der Vorrichtung können ein oder mehrere Beschleunigungsmesser befestigt sein. Die Beschleunigungsmesser können dazu verwendet werden, Information für das System bereitzustellen. Beispielsweise kann der oder können die Beschleunigungsmesser auf dem Sensor dazu verwendet werden, anzuzeigen, dass das vom Sensor ausgegebene Signal verrauscht ist, oder dem Patient anzuzeigen, dass sein oder ihr Finger sich nicht in der korrekten Position oder Ausrichtung befindet, gemäß denen der Finger waagrecht ausgerichtet und unterhalb des Herzes des Patienten angeordnet ist, wobei die Position des Fingers bezüglich des Herzes des Patienten beispielsweise anhand der Ausrichtung des Sensors und den Kenntnissen der Mechanik der Schulter, des Ellbogens, des Handgelenks und der Finger geschätzt wird. Die Vorrichtung kann auch eine Rückmeldung über die Bewegung des Sensors für den Benutzer bereitstellen. Wenn es wichtig ist, dass der Benutzer die Bewegung des Sensors kontrolliert oder zum Stillstand bringt, kann eine derartige Rückmeldung bezüglich der Bewegung des Sensors nützlich sein, um die Bewegung zu kontrollieren oder zum Stillstand zu bringen und dadurch die Messgenauigkeit zu erhöhen. Gemäß einem anderen Beispiel kann der oder können die Beschleunigungsmesser auf der Vorrichtung zum Kontrollieren der Vorrichtung verwendet werden. Die Beschleunigungsmesser auf der Vorrichtung können dazu verwendet werden, die Ausrichtung der Vorrichtung unter Verwendung eines 3D-Objektes auf dem Display der Vorrichtung anzuzeigen, wobei durch Schütteln der Vorrichtung der Bildschirminhalt der Vorrichtung gelöscht werden kann, und für andere hierin diskutierte Beispiele.

[0021] Die weitere Beschreibung betrifft die in den Figuren dargestellten Ausführungsformen. Beispielsweise zeigt [Fig. 1](#) ein exemplarisches Datenerfassungssystem **100**. Das System **100** kann dafür konfi-

guriert sein, Blutanalyten, wie beispielsweise Glukose, Gesamthämoglobin, Methämoglobin, den Sauerstoffgehalt, usw. nichtinvasiv zu messen. Das System **100** kann dazu geeignet sein, optische Strahlung von der Messstelle zu messen. Beispielsweise kann das System **100** gemäß einigen Ausführungsformen Fotodioden verwenden, die hinsichtlich einer Fläche von etwa 1 mm^2 – 5 mm^2 (oder mehr) definiert und dazu geeignet sind, einen Strom von etwa 100 Nanoampere (nA) oder weniger zu messen, der durch gemessenes Licht beim Skalenendwert erhalten wird. Fachleute werden anhand der vorliegenden Beschreibung erkennen, dass der Ausdruck "beim Skalenendwert" in seiner normalen Bedeutung zu verstehen ist und sich z. B. auf Lichtsättigung des Fotodiodenverstärkers bezieht.

[0022] Fachleute werden außerdem anhand der vorliegenden Beschreibung erkennen, dass das System **100** für einen Messbereich von etwa 2 nA bis etwa 100 nA Skalenendwert geeignet ist. Das System **100** kann außerdem Sensor-Frontends aufweisen, die dazu geeignet sind, Strom vom Detektor (von den Detektoren) bei Signal-Rausch-Verhältnissen oder Störabständen (SNRs) von etwa 100 Dezibel (dB) oder mehr, z. B. etwa 120 dB, zu verarbeiten und zu verstärken, um verschiedene gewünschte Analyten zu messen. Fachleute werden außerdem erkennen, dass das System mit einem niedrigeren SNR betrieben werden kann, wenn für einen Analyt wie Glukose eine höhere Genauigkeit erwünscht ist.

[0023] Wie in **Fig. 1** dargestellt ist, kann das Datenerfassungssystem **100** dafür konfiguriert sein, Glukosekonzentrationen basierend auf der Erfassung von durch eine Messstelle **102** gedämpftem Licht zu messen. Die Messstelle **102** kann eine beliebige Stelle des Körpers eines Patienten sein, wie beispielsweise ein Finger, ein Ohrläppchen, usw. In anderen Ausführungsformen kann das System **100** verschiedene Blutanalyten, andere physiologische Parameter oder andere Daten oder Kombinationen von Daten messen, die zum Bestimmen eines Zustands oder einer Tendenz des Gesundheitszustands eines Patienten nützlich sind. Wie in **Fig. 1** dargestellt ist, kann das System **100** optional eine Gewebedickenanpassungseinrichtung oder Gewebeformgebungseinrichtung, z. B. einen Vorsprung, eine Wölbung oder einen anderen geeigneten Gewebeformgebungsmechanismus, aufweisen. Gemäß einer Ausführungsform versucht die Gewebeformgebungseinrichtung in der Nähe des Fingers eine im Wesentlichen flache Oberfläche zu erzeugen und einen ausreichenden Druck auszuüben, um zu veranlassen, dass das Fingergewebe flach wird. In einer Ausführungsform stellt die Formgebungseinrichtung ein Gleichgewicht her zwischen der durch Vermindern der Fingerdicke verursachten Steigerung der Leistungsfähigkeit und dem Bestreben, eine Okklusion zu vermeiden oder viel-

leicht sogar eine Unterbrechung des Blutflusses zu vermeiden.

[0024] **Fig. 1** zeigt außerdem eine optionale Stör-signalabschirmung **105**. In einer Ausführungsform kann die Stör-signalabschirmung dazu geeignet sein, elektromagnetisches Rauschen zu vermindern, während versucht wird, den Lichtdurchlassgrad von der Messstelle **102** zu den Detektoren **106** zu erhöhen oder die Lichtdämpfung zwischen der Messstelle und den Detektoren zu vermindern. Beispielsweise kann die Abschirmung **105** vorteilhaft ein leitfähiges beschichtetes Glas oder ein Metallgitter aufweisen, das mit einem oder mehreren anderen Abschirmungen des Sensors **101** elektrisch verbunden ist. In einer Ausführungsform, in der die Abschirmung **105** leitfähiges beschichtetes Glas aufweist, kann die Beschichtung vorteilhaft Indiumzinnoxid enthalten. In einer Ausführungsform weist das Indiumzinnoxid einen Flächenwiderstand im Bereich von 30 Ohm pro Quadratzoll bis 500 Ohm pro Quadratzoll, oder in einigen Ausführungsformen etwa 30, 200 oder 500 Ohm pro Quadratzoll auf. Andere leitfähige Materialien, die für Licht im Wesentlichen transparent sind, sind für Fachleute anhand der vorliegenden Beschreibung ersichtlich.

[0025] In einigen Ausführungsformen kann das System **100** dafür konfiguriert sein, Blutanalyten wie Glukose an Messstellen irgendwo entlang eines nicht-dominanten Arms oder an der nicht dominanten Hand eines Patienten zu messen, beispielsweise am linken Arm oder an der linken Hand einer rechtshändigen Person. Bei einigen Patienten kann der nicht-dominante Arm oder die nicht-dominante Hand weniger Muskulatur und einen höheren Fettanteil haben, was zu einem geringeren Wassergehalt in diesem Gewebe des Patienten führen kann. Durch Gewebe mit einem geringeren Wassergehalt kann weniger Interferenz mit den spezifischen Wellenlängen erhalten werden, die durch Blutanalyten wie Glukose auf eine geeignete Weise absorbiert werden. Daher kann das System **100** in einigen Ausführungsformen für eine Anwendung an der nicht-dominanten Hand oder dem nicht-dominanten Arm einer Person konfiguriert sein.

[0026] Das Datenerfassungssystem **100** kann einen oder mehrere Sensoren aufweisen, z. B. einen Sensor **101**, der mit einer Verarbeitungsvorrichtung **103** verbunden ist. In einer Ausführungsform können der Sensor **101** und die Vorrichtung **103** ähnlich wie ein Handheld- oder Handvorrichtung zusammen zu einer einzigen Einheit integriert sein. In einer Ausführungsform können der Sensor **101** und die Vorrichtung **103** voneinander getrennt sein und auf eine beliebige geeignete Weise, z. B. über verdrahtete oder drahtlose Verbindungen, über ein oder mehr Rechnernetze, Kombinationen davon oder auf ähnliche Weise miteinander kommunizieren. Der Sensor **101** und die Vorrichtung **103** können für einen besseren

Nutzungskomfort für einen Benutzer oder eine Pflegekraft, für eine einfachere Aufbewahrung, aus Gesichtspunkten der Sterilität oder für ähnliche Belange aneinander befestigbar und voneinander lösbar sein. Der Sensor **101** und die Vorrichtung **103** werden nachstehend näher beschrieben.

[0027] Wie in [Fig. 1](#) dargestellt ist, kann der Sensor **101** einen Emitter **104**, eine optionale Gewebedickenanpassungseinrichtung, einen Satz Detektoren **106** und optional einen oder mehrere Frontend-Schnittstellen **108** (nicht dargestellt) aufweisen. Der Emitter **104** kann als Quelle optischer Strahlung dienen, die zur Messstelle **102** hin abgestrahlt wird. In einigen Ausführungsformen ist der Emitter **104** als eine optische Punktquelle konfiguriert, so dass die optischen Quellen des Emitters **104** in relativ kleinen Abständen voneinander angeordnet sein können, z. B. innerhalb eines Durchmessers von etwa 2 mm bis 4 mm; für Fachleute ist jedoch anhand der vorliegenden Beschreibung ersichtlich, dass auch andere relative räumliche Beziehungen möglich sind, die sich aus der Perspektive von einem oder mehreren Fotodetektoren effektiv wie eine Punktquelle verhalten. In einer Ausführungsform kann der Emitter **104** Sätze optischer Quellen aufweisen, die dazu geeignet sind, optische Strahlung im sichtbaren Bereich und im nahen Infrarot zu emittieren.

[0028] Für Fachleute ist außerdem ersichtlich, dass im System **100** andere Wellenlängenschwerpunkte oder -bereiche zum Unterscheiden anderer Gewebearten, Fluids, Gewebeeigenschaften, Fluideigenschaften, Kombinationen davon, usw. geeignet sein können. Betrachtungen zu und Ausführungsformen von Lichtwellenlängen, Emittieren und Empfängern sind in der am 3. Juli 2008 eingereichten verwandten vorläufigen US-Patentanmeldung Nr. 61/078228 von Kiani et al. beschrieben, auf deren Inhalt hierin in seiner Gesamtheit Bezug genommen wird und die hinsichtlich der mit den vorstehenden Betrachtungen und anderen Verarbeitungstechniken in Beziehung stehenden Beschreibung hierin durch Bezugnahme aufgenommen ist.

[0029] In einer Ausführungsform steuert ein Treiber **109** den Emitter **104** an. Beispielsweise kann der Treiber **109** dafür konfiguriert sein, dem Emitter **104** Stromimpulse zuzuführen. In einigen Ausführungsformen ist der Treiber **109** dazu geeignet, den Emitter **104** anzusteuern, um optische Strahlung in einem Muster zu emittieren, das sich in einem Maß von weniger als 10 Teilen pro Million ändert; für Fachleute sind anhand der vorliegenden Beschreibung jedoch auch andere Änderungsmaße ersichtlich.

[0030] Die Detektoren **106** erfassen und messen Licht von der Messstelle **102**. Beispielsweise können die Detektoren **106** Licht erfassen und messen, das vom Emitter **104** emittiert und vom Gewebe an der

Messstelle **102** gedämpft oder reflektiert worden ist. Die Detektoren **106** können dann ein Detektorsignal **107** bereitstellen, um das erfasste oder gemessene Licht anzuzeigen. Die Detektoren **106** können unter Verwendung einer oder mehrerer Fotodioden implementiert werden. Fachleuten sind viele Typen von Fotodetektoren bekannt, und anhand der vorliegenden Beschreibung werden Fachleute erkennen, dass viele verschiedene Typen von Fotodioden verwendbar sind, um die für die Erfindung erforderlichen spezifischen Bauartspezifikationen, Ansprechereigenschaften, usw. der Fotodioden zu erhalten. Fachleute werden außerdem erkennen, dass ein System zum Emittieren und Erfassen von Licht mit kleinen Modifikationen bezüglich der vorstehenden Beschreibung unter Verwendung von Fotoleitern oder Fotowiderständen konstruiert werden könnte.

[0031] Außerdem können die Detektoren **106** hinsichtlich räumlicher Betrachtungen angeordnet werden, die ebenfalls in der vorstehend erwähnten, hierin durch Bezugnahme aufgenommenen Anmeldung diskutiert sind und bezüglich des mit der Erfassung und anderen Betrachtungen in Beziehung stehenden Gegenstandes hierin durch Bezugnahme aufgenommen sind.

[0032] Frontend-Schnittstellen **108** stellen eine Schnittstelle bereit, die an das Ausgangssignal der Detektoren **106** anpasst, das in Antwort auf gewünschte physiologische Parameter erzeugt wird. Beispielsweise können Frontend-Schnittstellen **108** ein Signal **107** von den Detektoren **106** in eine Form umwandeln, die durch die Vorrichtung **103** oder einen Signalprozessor **110** in der Vorrichtung **103** verarbeitet werden kann. Wie in [Fig. 1](#) dargestellt ist, können die Frontend-Schnittstellen **108** Komponenten aufweisen, die im Sensor **101**, in der Vorrichtung **103**, in einem Verbindungskabel, falls vorhanden, in Kombinationen davon, usw. montiert sind. Diese Ausführungsformen können basierend auf verschiedenen Faktoren, z. B. hinsichtlich des für die Komponenten erforderlichen Installationsraums, gewünschten Rauschunterdrückungen oder -begrenzungen, gewünschten maximalen Temperaturen der Frontend-Schnittstellen, usw. ausgewählt werden.

[0033] Die Frontend-Schnittstellen **108** können außerdem mit einem oder mehreren Beschleunigungsmessern **150A** und **150B** verbunden sein. Die Frontend-Schnittstelle **108** kann das Ausgangssignal der Beschleunigungsmesser **150A** und **150B** verarbeiten, um Signale in einer Form zu erzeugen, die der Signalprozessor **110** verarbeiten kann. Alternativ können die Beschleunigungsmesser **150A** und **150B** direkt mit dem Signalprozessor **110** verbunden sein und dem Signalprozessor direkt ein Signal zuführen. Der Beschleunigungsmesser **150A** kann mit dem Sensor **101** oder seinem Gehäuse verbunden oder darin aufgenommen sein. Der Beschleunigungsmes-

ser **150B** kann mit der Vorrichtung **103** oder seinem Gehäuse verbunden oder darin aufgenommen sein. Wie in den [Fig. 2A–Fig. 2D](#) und [Fig. 3A–Fig. 3C](#) dargestellt ist, können in einigen Ausführungsformen ein oder mehrere weitere Beschleunigungsmesser **150A–150E** dem Sensor **101** und/oder der Vorrichtung **103** zugeordnet und an verschiedenen Positionen angeordnet sein.

[0034] Die vorstehend beschriebenen Frontend-Schnittstellen **108** können unter Verwendung eines Busses, eines Kabels, drahtlos, durch ein elektrisches oder optisches Kabel, eine flexible Schaltung oder eine andersartige Signalverbindung mit den Detektoren **106**, mit dem Signalprozessor **100** und mit den Beschleunigungsmessern **150A** und **150B** verbunden sein. Für Fachleute ist ersichtlich, dass die Frontend-Schnittstellen **108** mindestens teilweise mit anderen Komponenten integriert sein können, z. B. mit den Detektoren **106** und/oder den Beschleunigungsmessern **150A** oder **150B**. Beispielsweise können die Frontend-Schnittstellen **108** integrierte Schaltungen aufweisen, die sich auf der gleichen Platine befinden wie die Detektoren **106**. Für Fachleute sind auch andere Konfigurationen ersichtlich.

[0035] Hierin angestellte Betrachtungen bezüglich spezifischen exemplarischen Ausführungsformen von Frontend-Schnittstellen **108** können den Betrachtungen bezüglich spezifischen Ausführungsformen von Frontend-Schnittstellen **108** gleichen, die in der vorstehend erwähnten, hierin durch Bezugnahme aufgenommenen Patentanmeldung und in ähnlichen Dokumenten dargestellt sind.

[0036] Wie in [Fig. 1](#) dargestellt ist, kann die Vorrichtung **103** eine Frontend-Schnittstelle **108**, einen Signalprozessor **110** und eine Benutzerschnittstelle aufweisen, wie beispielsweise eine Benutzerschnittstelle **112**. Die Vorrichtung **103** kann außerdem optionale Ausgänge eigenständig oder in Kombination mit der Benutzerschnittstelle **112**, z. B. einem Speicher **114**, und einer Netzwerkschnittstelle **116**, aufweisen. In einer Ausführungsform weist der Signalprozessor **110** die Verarbeitungslogik auf, die Messwerte für gewünschte Analyten, wie beispielsweise Glukose, basierend auf Signalströmen von den Detektoren **106** bestimmt. Der Signalprozessor **110** kann unter Verwendung einer bekannten Technik implementiert werden, z. B. durch anwendungsspezifische integrierte Schaltungen, feldprogrammierbare Gate-Arrays und andere verfügbare Prozessoren. Fachleute werden anhand der vorliegenden Beschreibung erkennen, dass der Signalprozessor **110** mehrere Prozessoren und Sub-Prozessoren aufweisen kann, um seine Funktionen auszuführen.

[0037] Außerdem kann der Signalprozessor **110** verschiedene Signale bereitstellen, die den Betrieb des Sensors **101** steuern. Beispielsweise kann der Si-

gnalprozessor **110** dem Treiber **109** für den Emittierer **104** ein Emittiersteuerungssignal zuführen. Außerdem kommuniziert, wie dargestellt, ein optionaler Speicher mit der Frontend-Schnittstelle **108**, dem Sensor **101**, der Vorrichtung **103** und/oder dem Signalprozessor **110**. Dieser Speicher kann als Puffer oder Speicherstelle für die Frontend-Schnittstelle **108** oder den Signalprozessor **110** dienen. Für Fachleute sind viele Anwendungen für einen derartigen Speicher ersichtlich, beispielsweise als Programm oder Teil-Programmspeicher, für Qualitätskontrollzwecke, für eine Upgrade-Fähigkeit, usw.

[0038] Die Benutzerschnittstelle **112** dient als eine Benutzerschnittstellenkomponente und stellt eine Ausgabe z. B. für einen Benutzer des Systems **100** bereit. Die Benutzerschnittstelle **112** kann unter Verwendung bekannter Komponenten implementiert werden, z. B. unter Verwendung eines Touchscreen-Displays, eines Flüssigkristalldisplays (LCD) und eines organischen Leuchtdioden(OLED)displays. Außerdem kann die Benutzerschnittstelle **112** manipuliert werden, um eine Messung bezüglich der nicht-dominanten Seite eines Patienten zu ermöglichen. Beispielsweise kann die Benutzerschnittstelle **112** einen Klappbildschirm aufweisen, einen Bildschirm, der von einer zur anderen Seite der Vorrichtung **103** bewegt werden kann, oder kann eine Fähigkeit zum Neuausrichten seines Displayinhalts in Antwort auf eine Benutzereingabe oder eine Vorrichtungsausrichtung aufweisen.

[0039] Die Vorrichtung **103** kann verschiedene Programme und Anwendungen ausführen, um Ergebnisse für den Benutzer bereitzustellen, wobei die Ergebnisse auf eine bekannte und erkennbare oder lesbare Weise bereitgestellt werden. Für Fachleute ist anhand der vorliegenden Beschreibung außerdem ersichtlich, dass das System **100** auch ohne ein Display bereitgestellt werden kann und einfach ein Ausgangssignal an ein separates Display oder System ausgeben kann.

[0040] Der Speicher **114** und die Netzwerkschnittstelle **116** stellen andere implementierbare optionale Ausgangsverbindungen dar. Beispielsweise kann das System **100** mit dem Speicher **114** verbunden sein, der die Form einer Festplatte, einer Flash-Speicherkarte oder eines anderen geeigneten Speichers hat, auf den ein Computer zugreifen kann. Das System **100** kann außerdem eine Netzwerkschnittstelle **116**, z. B. einen Seriellbusanschluss, einen Ethernetanschluss, eine drahtlose Schnittstelle oder eine andere geeignete Kommunikationseinrichtung(en) aufweisen, die es dem System **100** ermöglicht (ermöglichen), mit anderen Vorrichtungen zu kommunizieren und Daten auszutauschen. Die Vorrichtung **103** kann verschiedene andere Komponenten aufweisen, wie beispielsweise einen Mehrzweck-Prozessor oder Controller (nicht dargestellt) zum Bereitstellen ei-

ner Benutzerschnittstelle, von Steuerdatenkommunikationen, Trenddatenberechnungen oder anderer geeigneter Datendarstellungen, die individuelle Parametermesswerte oder kombinierte oder zusammengesetzte Daten darstellen können.

[0041] Obwohl dies unter Bezug auf [Fig. 1](#) beschrieben wurde, werden Fachleute anhand der vorliegenden Beschreibung erkennen, dass das System **100** auch andere Komponenten aufweisen kann oder auf andere Weisen konfiguriert sein kann. Beispielsweise kann das System **100** einen Touchscreen aufweisen, der durch den Benutzer zum Steuern der Bedienung der Vorrichtung **103** verwendet werden kann. Außerdem kann das System **100** sowohl mit dem Emitter **104**, als auch mit den Detektoren **106** an der gleichen Seite der Messstelle **102** konfiguriert sein. Das System **100** kann außerdem einen Sensor aufweisen, der die Leistung des vom Emitter **104** emittierten Lichts misst. Im System **100** können auch der Sensor und seine Frontend-Schnittstellen in der gleichen Komponente integriert sein. Alternativ können der Sensor und seine Frontend-Schnittstellen in verschiedenen Komponenten des Systems **100** angeordnet sein.

[0042] Die [Fig. 2A](#), [Fig. 2B](#), [Fig. 2C](#) und [Fig. 2D](#) zeigen optionale Platzierungen der Beschleunigungsmesser **150A**, **150B**, **150C**, **150D** und **150E** an verschiedenen Stellen in den Sensoren **101A**, **101B**, **101C** und **101D**. Ein Beschleunigungsmesser **150A**, **150B**, **150C**, **150D** oder **150E** kann eine Beschleunigung messen, die er bezüglich der Schwerebeschleunigung oder eines freien Falls erfährt. Ein Beschleunigungsmesser **150A**, **150B**, **150C**, **150D** oder **150E** kann Beschleunigungsinformation entlang drei Achsen bereitstellen und kann Beschleunigungsinformation bereitstellen, die der Trägheitsbeschleunigung minus der lokalen Schwerebeschleunigung gleicht. Die Beschleunigungsmesser **150A**, **150B**, **150C**, **150D** und **150E** sind Fachleuten bekannt. Sie können mikro-elektromechanische Systeme sein und Piezowiderstände aufweisen. Die Beschleunigungsmesser **150A**, **150B**, **150C**, **150D** und **150E** können Beschleunigungsmesser mit einem hochohmigen Ausgang oder einem niederohmigen Ausgang sein. In einigen Ausführungsformen können die Beschleunigungsmesser **150A**, **150B**, **150C**, **150D** und **150E** Dreiachsen-Beschleunigungsmesser sein, und das Ausgangssignal der Beschleunigungsmesser **150A**, **150B**, **150C**, **150D** und **150E** kann drei Signale aufweisen, die jeweils eine Beschleunigung in einer bestimmten Achse darstellen. Das Ausgangssignal der Beschleunigungsmesser **150A**, **150B**, **150C**, **150D** und **150E** kann ein 8Bit-, ein 12Bit- oder ein Ausgangssignal mit einer beliebigen anderen geeigneten Größe sein. Die Ausgangssignale der Beschleunigungsmesser können analog oder digital sein.

[0043] Die Beschleunigungsmesser **150A**, **150B**, **150C**, **150D** und **150E** können dazu verwendet werden, zu bestimmen, ob der Abschnitt des Patienten, an dem der Sensor **101A**, **101B**, **101C** oder **101D** befestigt ist, sich in der korrekten Position befindet, z. B. ob ein Finger waagrecht ausgerichtet und unterhalb des Herzes des Patienten angeordnet ist, oder um festzustellen, ob der Sensor **101A**, **101B**, **101C** oder **101D** sich so stark bewegt, dass veranlasst wird, dass ein vom Sensor erhaltenes Signal zu stark veräuscht ist, um genau zu sein. Die Signale von den Beschleunigungsmessern **150A**, **150B**, **150C**, **150D** und **150E** können dann verwendet werden, um den Patienten dabei zu unterstützen, den Sensor **101A**, **101B**, **101C** und **101D** zu platzieren und zur Ruhe zu bringen.

[0044] Wie in diesen Figuren dargestellt ist, kann ein oder können mehrere der Beschleunigungsmesser **150A**, **150B**, **150C**, **150D** und **150E** an verschiedenen Positionen in einem Sensor **101A**, **101B**, **101C** oder **101D** angeordnet sein. In einigen Ausführungsformen können die Beschleunigungsmesser **150A**, **150B**, **150C**, **150D** und **150E** auf den Sensoren **101A**, **101B**, **101C** und **101D** derart angeordnet sein, dass während einer Bewegung eines Sensors **101A**, **101B**, **101C** oder **101D** die Beschleunigungsmesser **150A**, **150B**, **150C**, **150D** und **150E** die gleiche oder eine ähnliche Beschleunigung wie die Messstelle erfahren. Beispielsweise könnten für einen Fingersensor **101A**, **101B**, **101C** oder **101D** die Beschleunigungsmesser **150A**, **150B**, **150C**, **150D** und **150E** in der Nähe eines Emitters und/oder eines Detektors in der Nähe der Fingerspitze angeordnet sein. Für einen Stirn- oder Ohrsensor **101A**, **101B**, **101C** oder **101D** könnten die Beschleunigungsmesser **150A**, **150B**, **150C**, **150D** und **150E** in der Nähe des Detektors oder des Emitters auf dem Sensor **101A**, **101B**, **101C** oder **101D** angeordnet sein.

[0045] Die [Fig. 3A](#), [Fig. 3B](#) und [Fig. 3C](#) zeigen optionale Anordnungen der Beschleunigungsmesser **150A**, **150B**, **150C** und **150D** an verschiedenen Stellen auf oder in Vorrichtungen **103A**, **103B** und **103C**. Die Beschleunigungsmesser **150A**, **150B**, **150C** und **150D** auf den Vorrichtungen **103A**, **103B** und **103C** können den vorstehend beschriebenen Beschleunigungsmessern ähnlich sein. Die Beschleunigungsmesser **150A**, **150B**, **150C** und **150D** auf den Vorrichtungen **103A**, **103B** und **103C** können es der Vorrichtung ermöglichen, ein 3D-Objekt zu erzeugen, das die relative Ausrichtung der Vorrichtung **103A**, **103B** und **103C** darstellt. In einigen Ausführungsformen, kann, wenn der Benutzer beispielsweise die Unterseite der Vorrichtung **103A**, **103B** und **103C** betrachtet, der Benutzer die Unterseite des 3D-Objekts sehen. In einigen Ausführungsformen ermöglichen es die Vorrichtungen **103A**, **103B** und **103C** einer Person, Notizen oder Aufzeichnungen zu machen. Die Beschleunigungsmesser **150A**, **150B**, **150C** und

150D auf den Vorrichtungen **103A**, **103E** und **103C** können es einer Person ermöglichen, den Bildschirminhalt der Vorrichtung **103A**, **103B** und **103C** durch Schütteln der Vorrichtung **103A**, **103B** und **103C** zu löschen. In einigen Ausführungsformen können die Vorrichtungen **103A**, **103E** und **103C** außerdem eine Sprachausgabe von Parametern bereitstellen, die auf den Vorrichtungen **103A**, **103B** und **103C** dargestellt werden oder darstellbar sind, z. B. das Datum, Messwerte und die Zeit.

[0046] **Fig. 4A** zeigt ein Blockdiagramm zum Darstellen eines ersten Systems zum Verarbeiten von Beschleunigungsmesserdaten. In einigen Ausführungsformen wird das Ausgangssignal oder werden die Ausgangssignale **450** eines 3D-Beschleunigungsmessers an separaten Bandpassfiltern **410** empfangen, einer für jede Komponente des Signals **450** oder für jedes separate Signal **450**. Die Bandpassfilter **410** können Tiefpassfilter **410** sein. Wie vorstehend diskutiert wurde, können die Ausgangssignale **450** 8Bit-, 12Bit oder beliebige andere Ausgangssignale mit einer geeigneten Größe sein, wenn es digital ist. Das Ausgangssignal **450** kann auch analog sein. Die Ausgangssignale **450** können auch einen beliebigen anderen Satz oder eine Kombination von Daten aufweisen, die es ermöglichen, eine 3D-Beschleunigung anzuzeigen. Die Bandpassfilter **410** können verwendet werden, um niederfrequente Beschleunigungsänderungen von den Signalen **450** zu entfernen. Einige 3D-Beschleunigungsmesser können eine Drift haben. D. h., die 3D-Beschleunigungsmesser können eine langsame Änderung über die Zeit anzeigen, die tatsächlich nicht auftritt. Indem die Ausgangssignale **450** die Bandpassfilter **410** durchlaufen (die als Tiefpassfilter **410** implementiert sind), kann die Drift der Beschleunigungsmesser eliminiert werden. Das Ausgangssignal der Bandpassfilter **410** kann einem Quadrierungsmechanismus **420** zugeführt werden. Der Quadrierungsmechanismus **420** kann die Ausgangssignale der Tiefpassfilter **410** quadrieren. Die Ausgangssignale der Quadrierungsmechanismen **420** können in einem Kombinierte Mechanismus **470** kombiniert werden. In einigen Ausführungsformen besteht die im Kombinierte Mechanismus **470** ausgeführte Kombination in einer Summation der Signale. Die ausgeführte Kombination kann auch eine Kombination der quadrierten Komponenten zu einem Vektor aufweisen. Nachdem die Ausgangssignale der Quadrierungsmechanismen **420** durch den Kombinierte Mechanismus **470** kombiniert worden sind, kann ein Quadratwurzelmechanismus **480** die Quadratwurzel des kombinierten Signals berechnen. Das Ausgangssignal des Quadratwurzelmechanismus **480** ist ein gefiltertes Beschleunigungssignal **490**.

[0047] **Fig. 4B** zeigt ein Blockdiagramm zum Darstellen eines zweiten Systems zum Verarbeiten von Beschleunigungsmesserdaten. **Fig. 4B**, ist der

Fig. 4A dahingehend ähnlich, dass in beide Ausgangssignale **450** aufnehmen und Bandpassfiltern **410** anwenden. Der Unterschied zwischen den beiden Figuren ist, dass in **Fig. 4B** eine L_m -Normierungseinheit **425** das Ausgangssignal **450** verarbeitet, um ein gefiltertes Beschleunigungssignal **490** zu erzeugen. Eine allgemeine Gleichung für die L_m -Normierung kann sein:

$$|x|_m = \left(\sum_{k=1}^n |x_k|^m \right)^{1/m}$$

wobei m den Grad der Normierung und n die Anzahl der Komponenten oder 'x'-Signale bezeichnen. Das in **Fig. 4A** dargestellte System kann einer L_2 -Normierung entsprechen, wobei $x = 3$ ist. In einigen Ausführungsformen ist, wenn $m = 1$ ist, das Ergebnis die Summe der Absolutwerte von x_k . Wenn $m = \infty$ ist, kann das Ergebnis der maximale Absolutwert von x_k sein.

[0048] In einigen Ausführungsformen, wie beispielsweise in der in **Fig. 4B** dargestellten Ausführungsform, wird das Ausgangssignal **450** durch Bandpassfilter **410** verarbeitet, und das Ausgangssignal dieser Filter wird durch die L_m -Normierungseinheit **425** verarbeitet, die dann ein gefiltertes Beschleunigungssignal **490** erzeugt. Die Wahl des Wertes für 'm' für die L_m -Normierungseinheit **425** wird von den Anforderungen des Systems, dem im System erwarteten oder gefundenen Rauschsignaltyp, verfügbarer und bevorzugter Hardware und anderen Fachleuten bekannten Betrachtungen abhängen.

[0049] Das gefilterte Beschleunigungssignal **490** in beiden **Fig. 4A** und **Fig. 4B** kann die Beschleunigung des betrachteten 3D-Beschleunigungsmessers anzeigen. Wie vorstehend diskutiert wurde, kann das gefilterte Beschleunigungssignal in einigen Ausführungsformen dafür verwendet werden, anzuzeigen, dass ein Sensor sich zu stark bewegt und zu viel Rauschen im Signal erzeugt, so dass das Signal nicht als vertrauenswürdig betrachtet werden kann. Das gefilterte Beschleunigungssignal **490** kann außerdem zum Entfernen von Rauschen von einem aufgezeichneten Signal verwendet werden. In einigen Ausführungsformen kann, wenn ein erfasstes Analytsignal grafisch dargestellt wird, die Farbe des Signals basierend auf dem gefilterten Beschleunigungssignal geändert werden. Beispielsweise kann das Analytsignal rot dargestellt werden, wenn viel Rauschen im gefilterten Beschleunigungssignal **490** erfasst wird, gelb, wenn mittelgradiges Rauschen vorhanden ist, und grün, wenn wenig Rauschen vorhanden ist. In einigen Ausführungsformen kann, wenn eine geringe Durchblutung vorliegt, das Signal schwach sein, weil es schwierig ist, Sauerstoff oder einen anderen Analyten im Blut zu messen. Wenn dies der Fall ist, kann schon

eine mit dem gefilterten Beschleunigungssignal **490** erfasste kleine Bewegung im Sensor einen schlechten Messwert anzeigen, so das durch Darstellen des Analytsignals in rot eine Warnung bereitgestellt werden kann. Wenn jedoch eine hohe Durchblutung vorliegt, kann, auch wenn mit dem gefilterten Beschleunigungssignal **490** eine gewisse Bewegung erfasst wird, noch immer eine grafische Darstellung in grün ausgegeben werden. Wie hierin erwähnt wurde, kann das gefilterte Beschleunigungssignal **490** auch dazu verwendet werden, mit der Benutzerschnittstelle der Vorrichtung zu Wechselwirken oder einen Sensor einer zugeordneten Vorrichtung zu steuern.

[0050] In einigen Ausführungsformen können das Analytsignal und das gefilterte Beschleunigungssignal **490** vom Sensor zusammen grafisch dargestellt werden. Dadurch kann ein Benutzer eine visuelle Rückmeldung erhalten, die anzeigt, dass er eine Bewegung des Sensors vermindern oder eliminieren sollte, wenn das Signal zu stark verrauscht ist.

[0051] In einigen Ausführungsformen, in denen das gefilterte Beschleunigungssignal **490** ein Vektor ist, kann eine Orientierung verfügbar sein. Eine Orientierung kann nützlich sein, wie vorstehend diskutiert wurde, weil sie es dem System ermöglicht, einem Benutzer anzuzeigen, dass der Finger, an dem der Sensor befestigt ist, nicht waagrecht angeordnet oder anderweitig nicht korrekt ausgerichtet ist.

[0052] [Fig. 5A](#) zeigt ein Blockdiagramm zum Darstellen eines dritten Systems zum Verarbeiten von Beschleunigungsmesserdaten. Das System in [Fig. 5A](#) ist in gewisser Weise dem in [Fig. 4A](#) dargestellten System ähnlich. Die beiden Systeme unterscheiden sich dahingehend voneinander, dass die Bandpassfilterung der Daten im System von [Fig. 5A](#) zuletzt ausgeführt wird. D. h., das Ausgangssignal **450** des 3D-Beschleunigungsmessers wird unter Verwendung der Quadrierungsmechanismen **420** quadriert, unter Verwendung eines Kombinierte Mechanismus **470** kombiniert, unter Verwendung des Quadratwurzelmechanismus **480** wird die Quadratwurzel berechnet, und schließlich wird das Signal einer Bandpassfilterung durch einen Bandpassfilter **410** unterzogen, um ein gefiltertes Beschleunigungssignal **490** zu erzeugen. In einigen Ausführungsformen können für ein System, wie beispielsweise das in [Fig. 5A](#) dargestellte System, weniger Bandpassfilter als im in [Fig. 4A](#) dargestellten System erforderlich sein.

[0053] [Fig. 5B](#) zeigt ein Blockdiagramm zum Darstellen eines vierten Systems zum Verarbeiten von Beschleunigungsmesserdaten. Das System in [Fig. 5B](#) ist dem in [Fig. 4B](#) dargestellten System ähnlich und dem in [Fig. 5A](#) dargestellten System in gewisser Weise ähnlich. Die in den [Fig. 5A](#) und [Fig. 5B](#) dargestellten Systeme verwenden beide ein

Nachverarbeitungs-Bandpassfilter, so dass in einigen Ausführungsformen weniger Bandpassfilter **410** im System erforderlich sind. Die in den [Fig. 5B](#) und [Fig. 4B](#) dargestellten Systeme sind dahingehend ähnlich, dass sie jeweils eine allgemeine L_m -Normierungseinheit **425** aufweisen. Wie vorstehend erwähnt wurde, wird die Auswahl des Wertes 'm' für die L_m -Normierungseinheit **425** von der Situation und den Anforderungen des Systems abhängen, wie für Fachleute ersichtlich ist.

[0054] Ausführungsformen, wie beispielsweise die in den [Fig. 4A](#), [Fig. 4B](#), [Fig. 5A](#) und [Fig. 5B](#) dargestellten Ausführungsformen, können unter Verwendung einer integrierten Schaltung, einer Zentraleinheit oder einer von vielen anderen Optionen implementiert werden, die Fachleuten bekannt sind. Gemäß [Fig. 1](#) können die in den [Fig. 4A](#), [Fig. 4B](#), [Fig. 5A](#) und [Fig. 5B](#) dargestellten Systeme innerhalb des Signalprozessors **110**, der Frontend-Schnittstelle **108** oder eines beliebigen anderen geeigneten Moduls implementiert werden.

[0055] [Fig. 6](#) zeigt ein Ablaufdiagramm zum Darstellen einer Verarbeitung zum Anzeigen des Rauschpegels eines vom Sensor erhaltenen Signals. Beispielsweise kann gemäß [Fig. 1](#) das am Sensor **101** erhaltene und an die Vorrichtung **103** übertragene Signal Rauschen enthalten. Der Sensor-Beschleunigungsmesser **150A** kann geeignete Information bereitstellen, um zu bestimmen, wie hoch der Rauschanteil im Signal vom Sensor **101** ist. Gemäß [Fig. 6](#) werden in einem ersten Schritt die Sensor-Beschleunigungsmesserdaten erhalten. Beschleunigungsmesserdaten werden an anderer Stelle hierin beschrieben. Nachdem die Beschleunigungsmesserdaten in Schritt **610** erhalten wurden, wird in Schritt **620** basierend auf den Beschleunigungsmesserdaten bestimmt, ob möglicherweise Rauschen im Signal enthalten ist. Vorstehend wurden unter Bezug auf die [Fig. 4A](#), [Fig. 4B](#), [Fig. 5A](#) und [Fig. 5B](#) einige Ausführungsformen der Verarbeitung von Beschleunigungsmesserdaten beschrieben. In einigen Ausführungsformen kann das Bestimmen der Rauschmetrik das Heraussubtrahieren eines Gravitationssignals beinhalten. Schritt **620** kann das Bestimmen eines Gesamtmaßes der Beschleunigungsdaten beinhalten, z. B. einer einzelnen Zahl, die das Maß der Beschleunigung des Sensors anzeigt. Wie unter Bezug auf die [Fig. 4A](#), [Fig. 4B](#), [Fig. 5A](#) und [Fig. 5B](#) diskutiert wurde, kann in einigen Ausführungsformen das Bestimmen einer einzelnen Zahl, die die Beschleunigung des Sensors anzeigt, das Quadrieren der ankommenden Beschleunigungsmesserdaten, das Summieren der Beschleunigungsmesserdaten über mehrere Achsen, das Filtern der Summe durch ein Bandpassfilter und/oder das Ausführen einer L_m -Normierung bezüglich des Signals aufweisen.

[0056] Nachdem in Schritt **620** eine Rauschmetrik bestimmt worden ist, wird in Schritt **630** bestimmt, ob die Rauschmetrik größer ist als ein Schwellenwert. Der Raschschwellenwert kann eine beliebige geeignete Zahl sein und in Abhängigkeit von der verwendeten Rauschmetrik variieren. Wenn in Schritt **630** bestimmt wird, dass die Rauschmetrik größer ist als ein vorgegebener Schwellenwert, wird dem Benutzer in Schritt **640** angezeigt, dass Rauschen vorhanden ist. Das Rauschen kann auf mehrere Weisen angezeigt werden. Beispielsweise kann in einigen Ausführungsformen, wenn der Rauschpegel hoch ist, eine Anzeige auf der Vorrichtung bereitgestellt werden, die aufleuchtet oder auf andere Weise anzeigt, dass ein hoher Rauschpegel vorhanden ist und das vom Sensor erhaltene Signal nicht vertrauenswürdig ist. In einigen Ausführungsformen kann, wenn der Rauschpegel größer ist als ein vorgegebener Schwellenwert, ein das empfangene Signal anzeigender Graph verschiedenfarbig dargestellt werden. In einigen Ausführungsformen (nicht dargestellt) kann, auch wenn der Rauschpegel kleiner ist als der Schwellenwert, eine einen niedrigen Rauschpegel darstellende Anzeige auf der Vorrichtung bereitgestellt werden. Beispielsweise kann ein roter Graph einen hohen Rauschpegel, ein grüner Graph einen niedrigen Rauschpegel oder kein Rauschen und ein gelber Graph einen Rauschpegel zwischen dem hohen und dem niedrigen Rauschpegel anzeigen. In einigen Ausführungsformen kann das Datenverarbeitungssystem beim Berechnen des Blutanalytwertes Daten ignorieren, deren Rauschanteil größer ist als ein vorgegebener Schwellenwert. Die Berechnung kann ausschließlich auf Daten basieren, die empfangen werden, während das Rauschen kleiner war als ein vorgegebener Schwellenwert. Die Darstellung einer Bewegungsrückmeldung für den Benutzer, der den Sensor trägt, kann vorteilhaft sein, weil der Benutzer dann auch kleine Bewegungen des Sensors erkennen kann.

[0057] In einigen Ausführungsformen wird, nachdem die Schritte **610** bis **640** ausgeführt worden sind, der Zyklus ausgehend von Schritt **610** wiederholt.

[0058] [Fig. 7](#) zeigt ein Ablaufdiagramm zum Darstellen einer Verarbeitung, in der ein Patient aufgefordert wird, den Sensor geeignet zu positionieren und auszurichten. In einigen Ausführungsformen gibt es eine geeignete Position für den Sensor, der auf dem Finger eines Patienten angeordnet wird. Diese geeignete Position des Sensors kann eine waagerechte oder parallel zum Boden ausgerichtete und unterhalb des Herzes des Patienten angeordnete Position sein. In Schritt **710** werden Sensor-Beschleunigungsmesserdaten erhalten. Dies wurde vorstehend unter Bezug auf Schritt **610** beschrieben. Nachdem die Sensor-Beschleunigungsmesserdaten in Schritt **710** erhalten worden sind, wird in Schritt **720** eine Position für den Sensor bestimmt. Für Fachleute ist klar,

dass es, obwohl Beschleunigungsmesserdaten typischerweise nicht direkt zum Bestimmen der Position verwendet werden können, vorteilhaft sein kann, eine Position beispielsweise basierend auf dem Winkel des Schwerkraftvektors und unter Kenntnis der Mechanik der Schulter, des Ellbogens, des Handgelenks und des Fingers zu schätzen. Wenn eine Anfangsposition bekannt ist, kann die Ist-Position des Sensors basierend auf kumulativen Beschleunigungsdaten geschätzt werden. In einigen Ausführungsformen kann die Position basierend auf den 3 Beschleunigungsachsen geschätzt werden, wenn der Sensor in Ruhe ist. Wenn der Sensor in Ruhe ist, zeigt der Wert der Beschleunigung in den drei Achsen die Richtung der Schwerkraft an. Der resultierende Vektor kann der Schwerkraftvektor sein und die Ausrichtung des Sensors definieren.

[0059] Nachdem die Sensorposition in Schritt **720** bestimmt wurde, wird in Schritt **730** bestimmt, ob die Sensorposition geeignet ist. In einigen Ausführungsformen wird die Sensorposition geeignet sein, wenn sie innerhalb eines breiten Bereichs von Positionen liegt, z. B. innerhalb von 5°, 10° oder 30° bezüglich einer Parallelen zum Boden und unterhalb des Herzes des Patienten.

[0060] Wenn in Schritt **730** bestimmt wird, dass die Sensorposition nicht geeignet ist, wird in Schritt **740** auf der mit dem Sensor verbundenen Vorrichtung angezeigt, dass der Patient die Sensorfläche neu positionieren sollte. Die Anzeige für den Patienten, den Sensor neu zu positionieren, kann auf eine beliebige geeignete Form erfolgen. Beispielsweise kann in einigen Ausführungsformen eine Textmeldung auf der Vorrichtung dargestellt werden, die anzeigt, dass der Patient "den Sensor parallel zum Boden und unterhalb des Herzes positionieren" sollte. In einigen Ausführungsformen kann eine graphische Anzeige dargestellt werden, um dem Patienten zu zeigen, dass der Sensor neu positioniert werden sollte, oder ein Bild, das darstellt, wie der Sensor neu positioniert werden sollte.

[0061] Nachdem die Schritte **710–740** ausgeführt worden sind, wird der Zyklus in einigen Ausführungsformen ausgehend von Schritt **710** wiederholt.

[0062] [Fig. 8](#) zeigt ein Blockdiagramm zum Darstellen einer Filterung eines verrauschten Signals unter Verwendung von Information von einem 3D-Beschleunigungsmesser. In einigen Ausführungsformen wird das Ausgangssignal **850** von einem 3D-Beschleunigungsmesser an einer Bewegungsreferenzeinheit **810** empfangen. Die Bewegungsreferenzeinheit **810** erzeugt ein Rauschreferenzsignal **830**. Beispiele für die Erzeugung eines Rauschreferenzsignals sind in den [Fig. 4A](#), [Fig. 4B](#), [Fig. 5A](#), [Fig. 5B](#) und [Fig. 9](#) beschrieben. Eine adaptive Filtereinheit **820** empfängt das Rauschreferenzsignal **830** und das

Plethysmographsignal **840**. Die adaptive Filtereinheit **820** verarbeitet das Plethysmographsignal **840** zusammen mit dem Rauschreferenzsignal **830**, um das rauschreduzierte Signal **860** zu erzeugen.

[0063] In einigen Ausführungsformen können die Bewegungsreferenzeinheit **810** und die adaptive Filtereinheit **820** als Teil eines Signalprozessors **110** von [Fig. 1](#) oder unter Verwendung anderer geeigneter Computer, Schaltungen oder Rechenvorrichtungen implementiert werden. Das Beschleunigungsmesserausgangssignal **850** kann durch einen Beschleunigungsmesser **150A** oder eine Frontend-Schnittstelle **108** erzeugt werden.

[0064] [Fig. 9](#) zeigt ein Blockdiagramm zum Darstellen eines Systems zum Subtrahieren eines Rauschsignals von einem Eingangssignal. Das System in [Fig. 9](#) empfängt als Eingangssignal die Beschleunigungsmesserdaten **950** und führt die Beschleunigungsmesserdaten einem Bandpassfilter **910** zu. Im System in [Fig. 9](#) werden die Beschleunigungsmesserdaten **950** außerdem durch Verzögerungsleitungen **920** mit Abgriffen geleitet. Eine Verzögerungsleitung **920** mit Abgriffen kann eine Verzögerungsleitung mit mindestens einem "Abgriff" sein. Über einen Verzögerungsleitungsabgriff wird ein Signal extrahiert, das irgendwo innerhalb der Verzögerungsleitung ausgegeben wird, das Signal wird optional skaliert und kann mit Signalen von anderen Abgriffen summiert werden, um ein Ausgangssignal zu erhalten. Ein Abgriff kann interpolierend oder nicht-interpolierend sein. Ein nicht-interpolierender Abgriff extrahiert das Signal bei einer festen Verzögerung bezüglich des Eingangssignals.

[0065] Die Ausgangssignale der Verzögerungsleitungen **920** mit Abgriffen werden im Kombinierrmechanismus **930** kombiniert, der dem vorstehend beschriebenen Kombinierrmechanismus **470** ähnlich sein kann. Das erhaltene Bewegungsrauschen-Referenzsignal **931** kann dann mit dem Eingangssignal **941** kombiniert werden, das Bewegungsrauschen enthält. In einigen Ausführungsformen ist das Ergebnis der Kombination dieser beiden Signale, dass das Bewegungsrauschen, das durch das Bewegungsrauschen-Referenzsignal **931** dargestellt wird, vom eingegebenen Analytmesssignal **941** subtrahiert wird, um ein Ausgangssignal **951** mit reduziertem Bewegungsrauschen zu erzeugen.

[0066] Gemäß [Fig. 1](#) können in einigen Ausführungsformen ein oder mehr Beschleunigungsmesser, wie beispielsweise der Beschleunigungsmesser **150B**, der Vorrichtung **103** zugeordnet sein. In einigen dieser Ausführungsformen kann das Ausgangssignal des Beschleunigungsmessers **150B** und beliebiger anderer Beschleunigungsmesser dazu verwendet werden, Wirkungen an der Benutzerschnittstelle **112** zu erzeugen. Beispielsweise kann in einer

Ausführungsform, wenn ein Benutzer die Vorrichtung **103** bewegt oder schüttelt, die Vorrichtung **103** einschalten, ein nachfolgendes Menü für den Benutzer dargestellt werden, das Display neu ausgerichtet werden oder andere Information bereitgestellt werden.

[0067] In einigen Ausführungsformen sind dem Sensor **101** ein oder mehrere Beschleunigungsmesser, wie beispielsweise der Beschleunigungsmesser **150A**, zugeordnet. Der Signalprozessor **110** kann eine Ausrichtung des Sensors **101** basierend auf Information vom Beschleunigungsmesser **150A** bestimmen. Wenn beispielsweise die Ausrichtung des Sensors **101** für den Betrieb des Sensors **101** oder die Qualität des durch den Sensor **101** erzeugten Signals wichtig ist, könnte die Bestimmung der Ausrichtung durch den Signalprozessor **110** verwendet werden, um über die Benutzerschnittstelle **112** eine Rückmeldung an den Benutzer auszugeben. Beispielsweise könnte, wenn es wichtig wäre, dass der Sensor **101** relativ bewegungslos und parallel zum Boden gehalten wird und der Benutzer den Sensor **101** bewegt und ihn nicht in der korrekten Ausrichtung hält, die Benutzerschnittstelle dem Benutzer anzeigen, dass er die Ausrichtung oder Bewegung des Sensors **101** korrigieren sollte.

[0068] Die Verarbeitungen, das computerlesbare Medium und die Systeme, die hierin beschrieben wurden, können durch verschiedene Typen von Hardware implementiert werden, z. B. durch Handheld- oder Handvorrichtungen oder Computersysteme. Handvorrichtungen können persönliche digitale Assistenten, Mobiltelefone, tragbare Music-Player, Laptops und andere tragbare Rechenvorrichtungen sein. Computersysteme und Handvorrichtungen können einen Bus oder einen anderen Kommunikationsmechanismus zum Übertragen von Information und einen mit dem Bus verbundenen Prozessor zum Verarbeiten von Information aufweisen. Eine Handvorrichtung oder Computersystem kann einen Hauptspeicher aufweisen, wie beispielsweise einen Direktzugriffsspeicher oder eine andere dynamische Speichereinrichtung, die mit dem Bus verbunden ist. Der Hauptspeicher kann zum Speichern von Anweisungen und temporären Variablen verwendet werden. Das Computersystem kann außerdem einen Festwertspeicher oder eine andere statische Speichereinrichtung aufweisen, die mit dem Bus verbunden ist und statische Information und Anweisungen speichert. Die Handvorrichtung oder der Computer können außerdem mit einem Display, z. B. mit einem CRT- oder LCD-Bildschirm, verbunden sein. Außerdem können Eingabeeinrichtungen mit dem Computersystem verbunden sein. Diese Eingabeeinrichtungen können eine Maus, ein Trackball, oder Cursorrichtungstasten aufweisen. Hierin beschriebene Computersysteme oder Handvorrichtungen können ein Instrument **140**, einen Patienten-

monitor **120**, eine Fotokommunikationstaste **210**, ein Informationsmodul **370** und ein Nachlademodul **310** aufweisen. Jedes Computersystem kann unter Verwendung eines oder mehrerer physikalischer Computer oder Computersysteme oder von Teilen davon implementiert werden. Die durch die Handvorrichtung oder das Computersystem ausgeführten Anweisungen können auch von einem computerlesbaren Medium eingelesen werden. Das computerlesbare Medium kann eine CD, eine DVD, eine optische oder magnetische Platte, eine Laserplatte (Laserdisc), eine Trägerwelle oder ein beliebiges anderes Medium sein, das durch das Computersystem lesbar ist. In einigen Ausführungsformen kann an Stelle von oder in Kombination mit durch den Prozessor ausgeführten Softwareanweisungen eine Hardwareschaltung verwendet werden.

[0069] Es ist ersichtlich, dass die Merkmale und Attribute der vorstehend beschriebenen spezifischen Ausführungsformen auf verschiedene Weisen kombinierbar sind, um weitere Ausführungsformen zu bilden, die alle innerhalb des Umfangs der vorliegenden Erfindung eingeschlossen sind.

[0070] Hierin verwendete Formulierungen wie beispielsweise "kann", "könnte", "z. B." und ähnliche, sollen im Allgemeinen, insofern dies nicht ausdrücklich anders angegeben oder innerhalb des Kontextes ersichtlich ist, anzeigen, dass bestimmte Ausführungsformen bestimmte Merkmale, Elemente und/oder Zustände aufweisen, während andere diese nicht aufweisen. Daher sollen derartige Formulierungen nicht allgemein darstellen, dass Merkmale, Elemente und/oder Zustände in irgendeiner Form für eine oder mehrere Ausführungsformen erforderlich sind oder dass eine oder mehrere Ausführungsformen notwendigerweise eine Logik aufweisen, die, gegebenenfalls nach einer Eingabe oder auf Aufforderung, entscheidet, ob diese Merkmale, Elemente und/oder Zustände eingefügt werden oder in einer bestimmten Ausführungsform ausgeführt werden sollen.

[0071] Jegliche hierin beschriebenen und/oder in den beigefügten Figuren dargestellten Verarbeitungen oder Prozesse, Elemente oder Blöcke in den Ablaufdiagrammen sollen als zur Erläuterung dienende Module, Segmente oder Teile von Codes verstanden werden, die eine oder mehrere ausführbare Anweisungen zum Implementieren spezifischer Logikfunktionen oder Schritte in der Verarbeitung aufweisen. Innerhalb des Umfangs der hierin beschriebenen Ausführungsformen sind andere Implementierungen möglich, in denen in Abhängigkeit von der vorgesehenen Funktionalität Elemente oder Funktionen weggelassen sein können, in einer anderen als in der dargestellten oder diskutierten Folge ausgeführt werden können, einschließlich im Wesentlichen gleichzeitig oder in einer umgekehrten Folge, wie für Fachleute ersichtlich ist.

[0072] Alle vorstehend beschriebenen Verfahren und Verarbeitungen können durch Softwarecodemodule, die durch einen oder mehrere Mehrzweck-Computer oder Prozessoren ausgeführt werden, wie beispielsweise durch die vorstehend beschriebenen Computersysteme, vollautomatisch ausgeführt werden. Die Codemodule können in einem beliebigen computerlesbaren Medium oder in einer anderen Computerspeichereinrichtung gespeichert sein. Einige oder alle Verfahren können alternativ durch spezielle Computerhardware implementiert werden.

[0073] Es sollte deutlich sein, dass bezüglich den vorstehend beschriebenen Ausführungsformen, deren Elemente als geeignete Beispiele unter anderen betrachtet werden sollen, verschiedene Änderungen und Modifikationen vorgenommen werden können. Alle derartigen Änderungen und Modifikationen sollen innerhalb des durch die beigefügten Patentansprüche definierten Schutzzumfangs der vorliegenden Erfindung eingeschlossen sein.

Patentansprüche

1. Physiologisches Überwachungssystem, mit:
 - einem Sensor mit:
 - einer Lichtquelle; und
 - einem Fotodetektor, der dazu geeignet ist, Licht von der Lichtquelle zu empfangen, nachdem es durch Gewebe an einer Messstelle gedämpft worden ist; und
 - einer mit dem Sensor verbundenen Vorrichtung, mit:
 - einem oder mehreren Beschleunigungsmessern; und
 - einem Signalprozessor, der ein durch den einen oder die mehreren Beschleunigungsmesser erzeugtes Signal erfasst, wobei der Signalprozessor dazu geeignet ist:
 - ein Bewegungssignal basierend auf dem durch den einen oder die mehreren Beschleunigungsmesser erzeugten Signal zu erzeugen; und
 - basierend auf dem Bewegungssignal für die Vorrichtung eine Rückmeldung für einen Benutzer bereitzustellen.
2. Physiologisches Überwachungssystem nach Anspruch 1, wobei die für den Benutzer bereitgestellte Rückmeldung das Einschalten einer Benutzerschnittstelle auf der Vorrichtung aufweist.
3. Physiologisches Überwachungssystem nach Anspruch 1, wobei die für den Benutzer bereitgestellte Rückmeldung das Neuausrichten einer Benutzerschnittstelle auf der Vorrichtung aufweist.
4. Physiologisches Überwachungssystem nach Anspruch 1, wobei die für den Benutzer bereitgestellte Rückmeldung das Darstellen eines neuen Menüs für den Benutzer auf einer Schnittstelle auf der Vorrichtung aufweist.

5. Physiologisches Überwachungssystem nach Anspruch 1, wobei das physiologische Überwachungssystem ferner eine Benutzerschnittstelle aufweist und der Signalprozessor ferner dazu geeignet ist, der Benutzerschnittstelle Daten zuzuführen.

6. Physiologisches Überwachungssystem nach Anspruch 1, wobei der Signalprozessor ferner dafür konfiguriert ist, die Signalqualität basierend auf den Ausgangssignalen des einen oder der mehreren Beschleunigungsmesser zu verbessern.

7. Physiologisches Überwachungssystem nach Anspruch 6, wobei der Signalprozessor die Signalqualität durch adaptives Filtern basierend auf den Ausgangssignalen des einen oder der mehreren Beschleunigungsmesser verbessert.

8. Physiologisches Überwachungssystem nach Anspruch 6, wobei der Signalprozessor die Signalqualität verbessert, indem basierend auf den Ausgangssignalen des einen oder der mehreren Beschleunigungsmesser eine Anzeige oder Meldung für den Benutzer bereitgestellt wird.

9. Physiologisches Überwachungssystem, mit:
 einem Sensor mit:
 einem Beschleunigungsmesser;
 einer Lichtquelle; und
 einem Fotodetektor, der dazu geeignet ist, Licht von der Lichtquelle zu empfangen, nachdem es durch Gewebe an einer Messstelle gedämpft worden ist; und
 einem mit dem Sensor verbundenen Vorrichtung, mit:
 einem Signalprozessor, der ein durch den Beschleunigungsmesser erzeugtes Signal empfängt, wobei der Signalprozessor dazu geeignet ist:
 ein Bewegungssignal basierend auf dem durch den Beschleunigungsmesser erzeugten Signal zu erzeugen; und
 basierend auf dem Bewegungssignal für die Vorrichtung eine Rückmeldung für einen Benutzer bereitzustellen.

10. Physiologisches Überwachungssystem nach Anspruch 9, wobei der Signalprozessor ferner dazu geeignet ist:
 das durch den Beschleunigungsmesser erzeugte Signal zum Schätzen einer Position des Sensors zu verwenden; und
 einem Endnutzer eine gewünschte Position des Sensors relativ zur geschätzten Position des Sensors anzuzeigen.

11. Physiologisches Überwachungssystem nach Anspruch 9, wobei der Signalprozessor ferner dazu geeignet ist:
 das durch den Beschleunigungsmesser erzeugte Signal zum Bestimmen der Ausrichtung des Sensors zu verwenden; und

einem Endnutzer eine gewünschte Ausrichtung des Sensors relativ zur aktuellen Ausrichtung des Sensors anzuzeigen.

12. Physiologisches Überwachungssystem nach Anspruch 5, wobei die für den Benutzer bereitgestellte Rückmeldung eine Anzeige eines Rauschpegels eines Signals, das basierend auf Daten vom Beschleunigungsmesser erhalten wird, für den Benutzer auf einer Benutzerschnittstelle der Vorrichtung aufweist.

13. Physiologisches Überwachungssystem nach Anspruch 5, wobei das physiologische Überwachungssystem ferner eine Benutzerschnittstelle aufweist und der Signalprozessor dazu geeignet ist, der Benutzerschnittstelle Daten zuzuführen.

14. Physiologisches Überwachungssystem, mit:
 einem Sensor mit:
 einem oder mehreren Beschleunigungsmessern;
 einer Lichtquelle; und
 einem Fotodetektor, der dazu geeignet ist, Licht von der Lichtquelle zu empfangen, nachdem es durch Gewebe an einer Messstelle gedämpft worden ist; und
 einem mit dem Sensor verbundenen Vorrichtung, mit:
 einem Signalprozessor, der ein durch den einen oder die mehreren Beschleunigungsmesser erzeugtes Signal und ein durch die Vorrichtung erfasstes Analyt-signal empfängt, wobei der Signalprozessor dazu geeignet ist:
 ein Bewegungsrauschsignal basierend auf dem durch den einen oder die mehreren Beschleunigungsmesser erzeugten Signal zu erzeugen; und
 basierend auf dem Bewegungsrauschsignal und dem Analytsignal ein rauschreduziertes Signal zu erzeugen.

15. Physiologisches Überwachungssystem nach Anspruch 14, wobei das physiologische Überwachungssystem ferner eine Benutzerschnittstelle aufweist und der Signalprozessor ferner dazu geeignet ist, der Benutzerschnittstelle Daten zuzuführen.

16. Physiologisches Überwachungssystem nach Anspruch 14, wobei der Signalprozessor ferner dafür konfiguriert ist, die Signalqualität basierend auf den Ausgangssignalen des einen oder der mehreren Beschleunigungsmesser zu verbessern.

17. Physiologisches Überwachungssystem nach Anspruch 16, wobei der Signalprozessor die Signalqualität durch adaptives Filtern basierend auf den Ausgangssignalen des einen oder der mehreren Beschleunigungsmesser verbessert.

18. Physiologisches Überwachungssystem nach Anspruch 16, wobei der Signalprozessor die Signalqualität verbessert, indem basierend auf den Ausgangssignalen des einen oder der mehreren Be-

schleunigungsmesser eine Anzeige oder Meldung für einen Benutzer bereitgestellt wird.

Es folgen 9 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

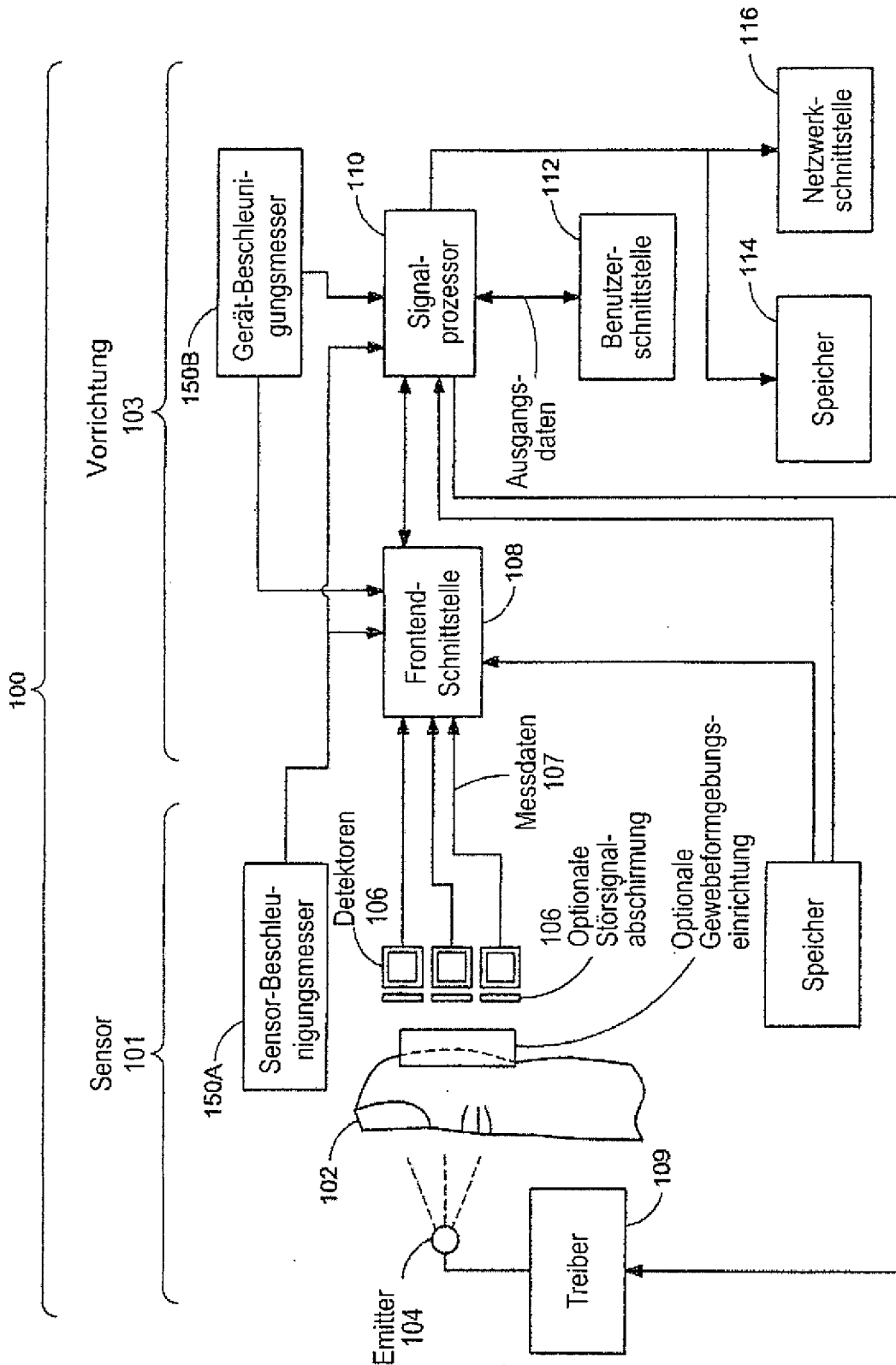


FIG. 1

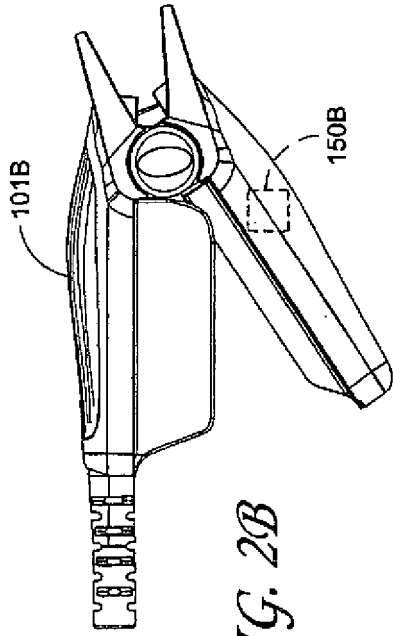


FIG. 2B

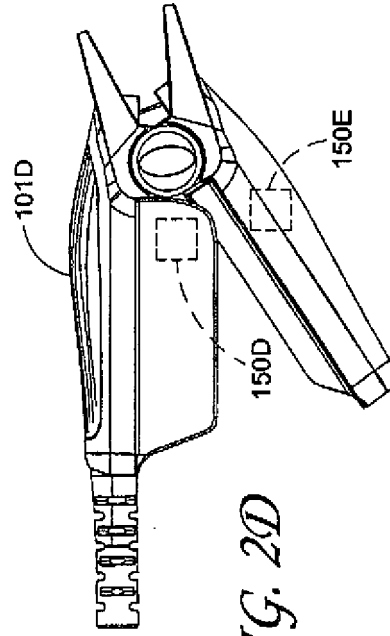


FIG. 2D

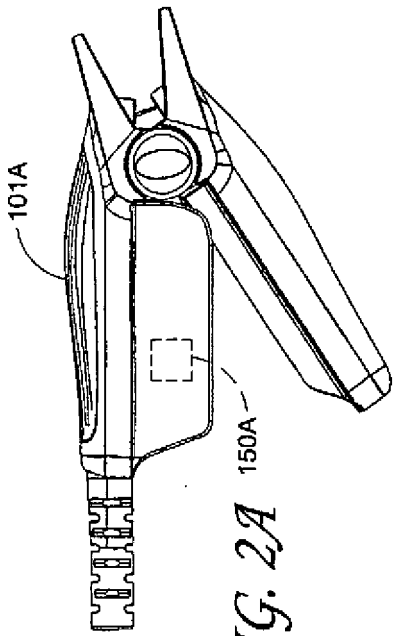


FIG. 2A

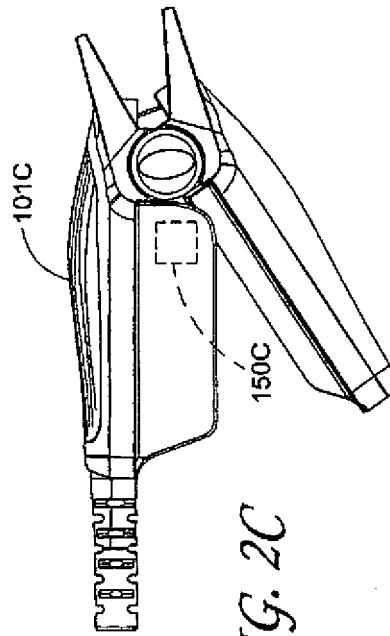


FIG. 2C

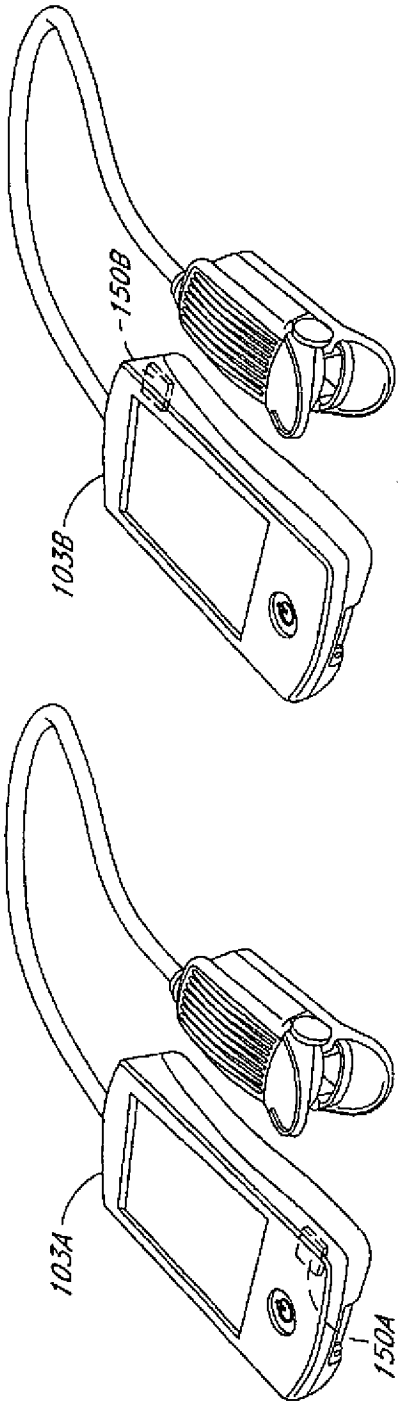


FIG. 3B

FIG. 3A

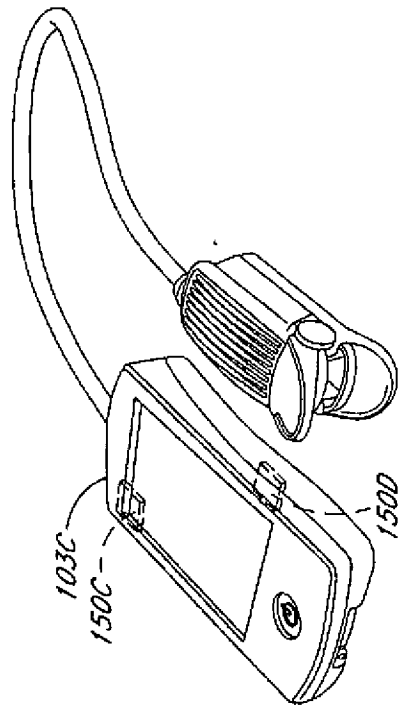


FIG. 3C

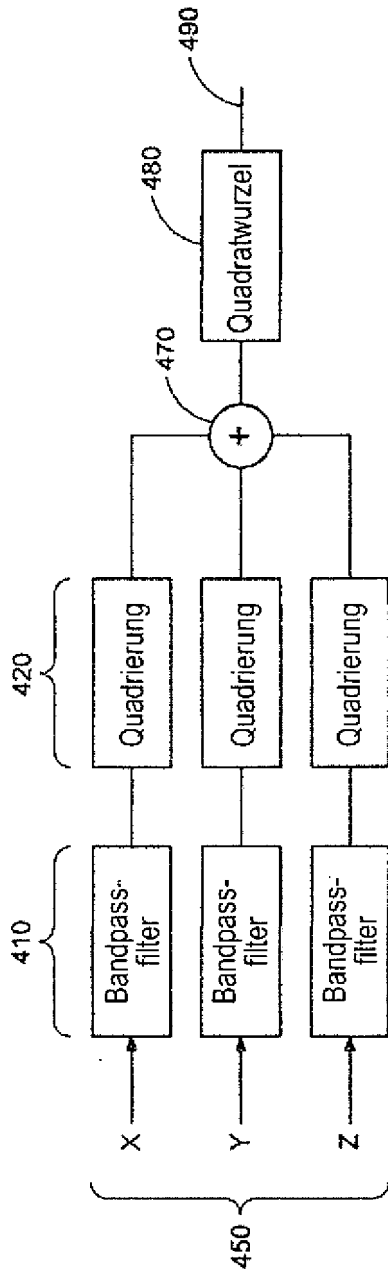


FIG. 4A

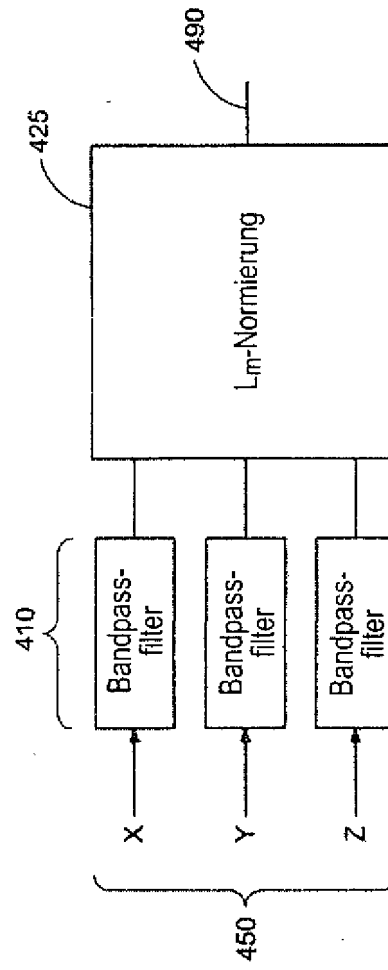


FIG. 4B

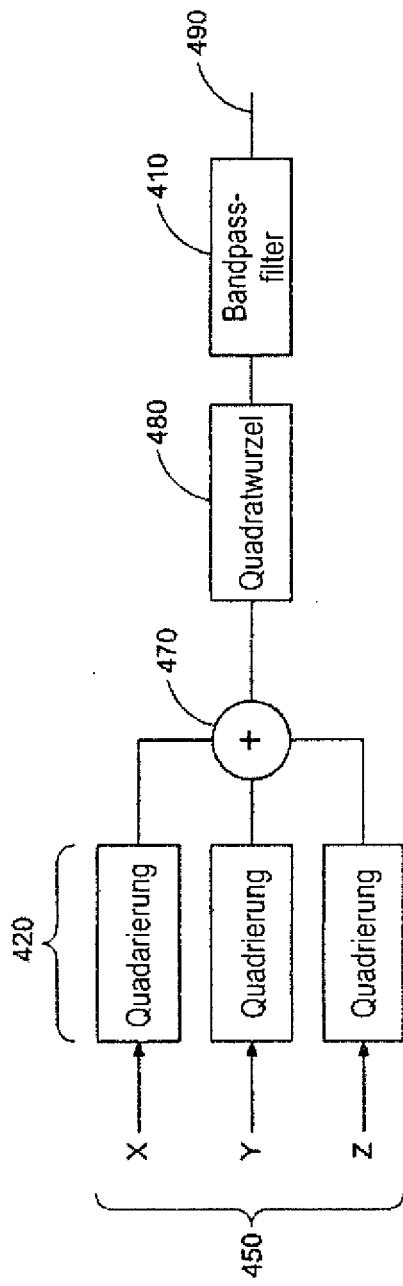


FIG. 5A

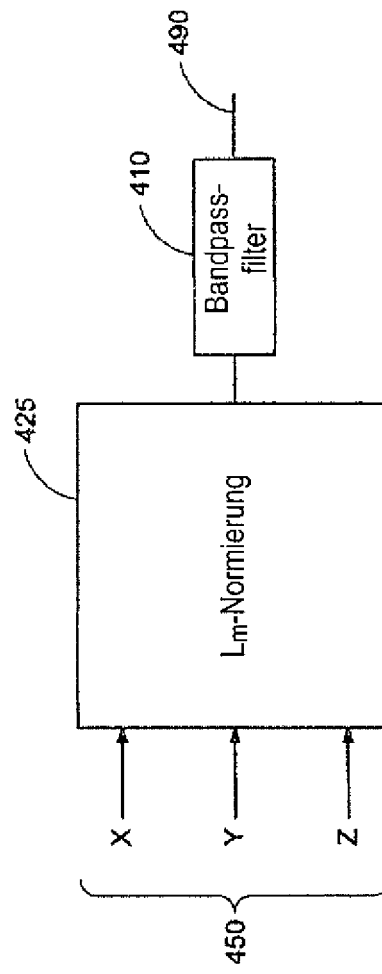


FIG. 5B

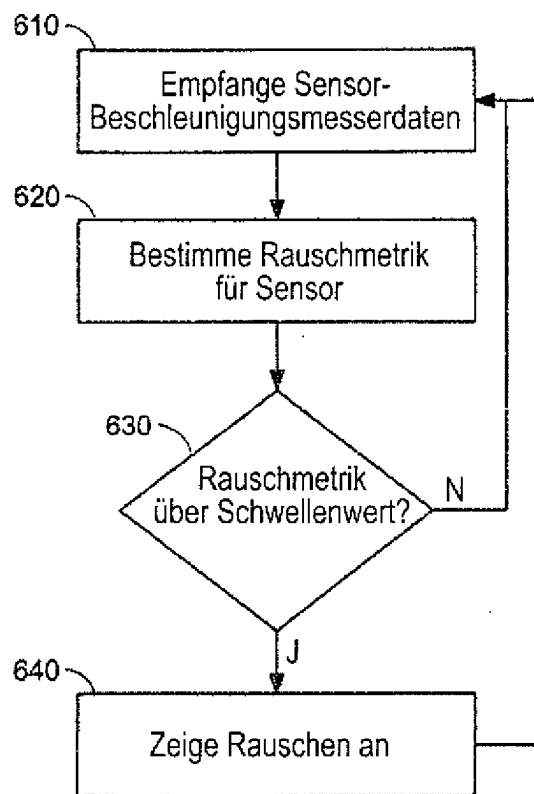


FIG. 6

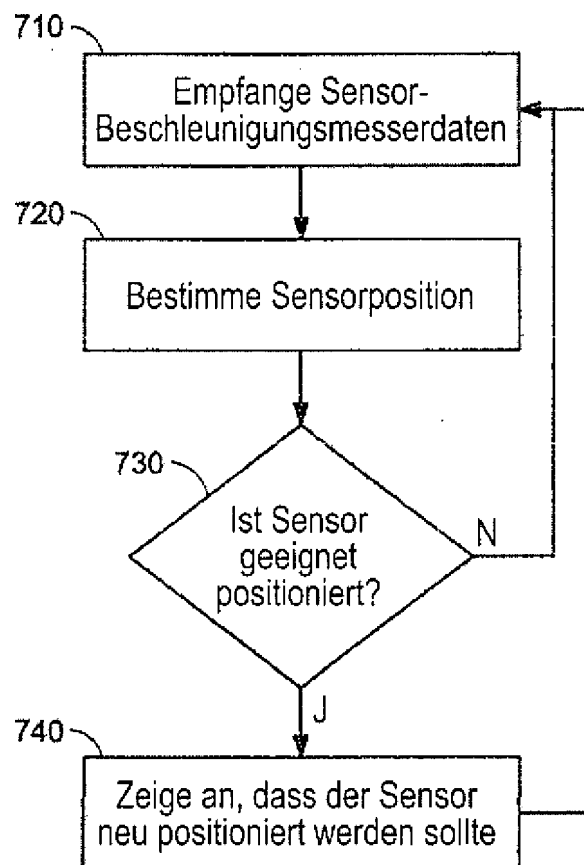


FIG. 7

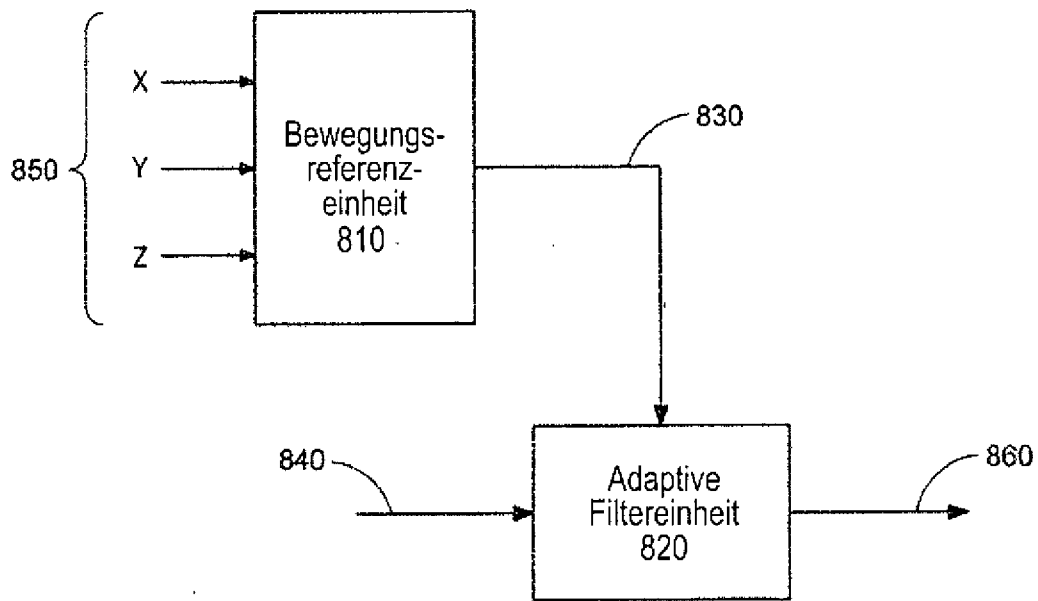


FIG. 8

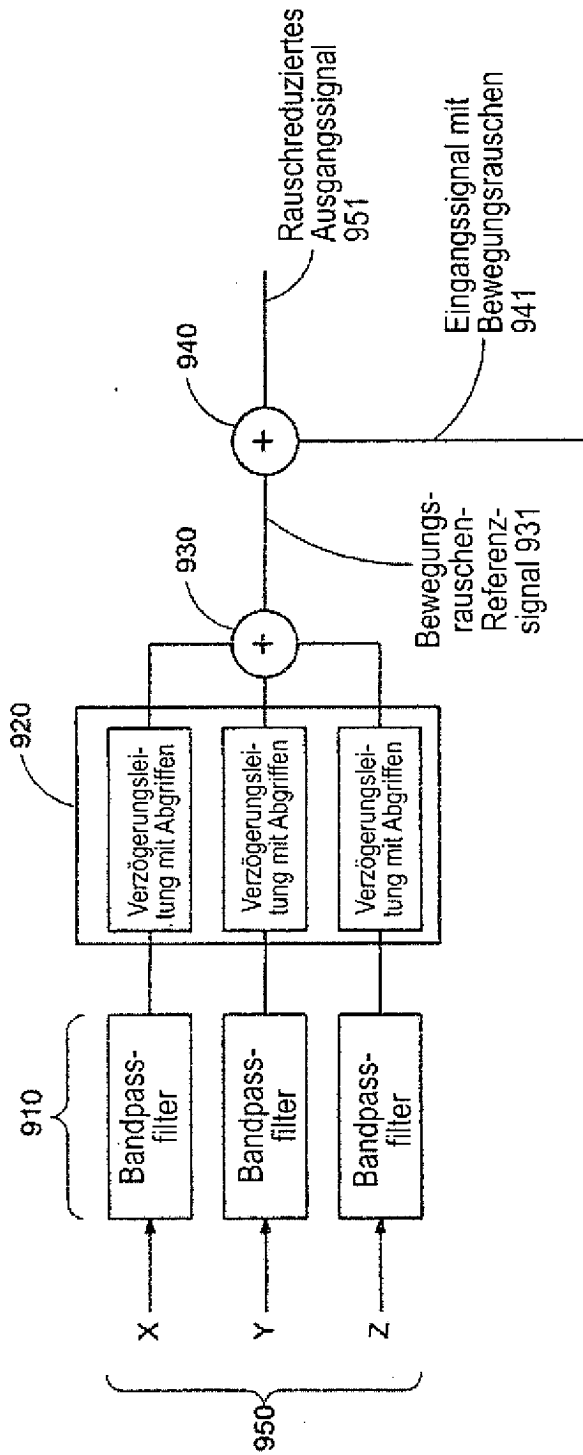


FIG. 9