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

(10) **DE 694 33 549 T2** 2004.12.30

(12) # Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 0 727 961 B1**
(21) Deutsches Aktenzeichen: **694 33 549.5**
(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US94/12800**
(96) Europäisches Aktenzeichen: **95 902 462.1**
(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 95/13014**
(86) PCT-Anmeldetag: **07.11.1994**
(87) Veröffentlichungstag der PCT-Anmeldung: **18.05.1995**
(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **28.08.1996**
(97) Veröffentlichungstag der Patenterteilung beim EPA: **11.02.2004**
(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **30.12.2004**

(51) Int Cl.[7]: **A61B 5/022**

(30) Unionspriorität:

150382	**09.11.1993**	**US**
227506	**14.04.1994**	**US**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
DE, FR, GB

(73) Patentinhaber:
Medwave, Inc., Arden Hills, Minn., US

(74) Vertreter:
Lichti + Partner GbR, 76227 Karlsruhe

(72) Erfinder:
ARCHIBALD, G. Kent, Vadnais Heights, US; CURRAN, Timothy G., Ramsey, US; DANIELSON, Orland H., Roseville, US; POLIAC, Marius O., St. Paul, US; THEDE, Roger C., Minneapolis, US

(54) Bezeichnung: **Kontinuierliches, nicht invasives Blutdruck-Überwachungssystem**

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

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

Beschreibung

Hintergrund der Erfindung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft Systeme zur Messung des arteriellen Blutdruckes. Die Erfindung betrifft insbesondere eine Sensoreinheit zur Messung des arteriellen Blutdruckes in einer verhältnismäßig kontinuierlichen und nicht invasiven Weise.

[0002] Der Blutdruck wird bislang typischerweise mittels einer von vier grundlegenden Methoden gemessen: invasiv, oszillometrisch, auskultatorisch und tonometrisch. Die invasive, auch als arterielle Linie (A-Linie) bezeichnete Methode umfaßt die Einführung einer Nadel in die Arterie. Dabei wird ein mit einer Fluidsäule verbundener Meßwandler zur Ermittlung des exakten arteriellen Blutdruckes eingesetzt. Mit einer geeigneten Instrumentierung kann auf diese Weise des systolische, mittlere und diastolische Druck ermittelt werden. Indes ist diese Methode schwierig in der Ausführung, teuer und birgt medizinische Risiken. Die Durchführung der invasiven oder A-Linien-Methode bringt Probleme mit sich. So tritt häufig Resonanz auf, was zu signifikanten Meßfehlern führt. Ferner kann ein großer Meßfehler auftreten, wenn sich am Ende des Katheters ein Blutgerinnsel bildet oder das Ende des Katheters gegen die Arterienwand angeordnet wird. Um die genannten Fehler zu eliminieren oder zu verhindern, muß der Aufbau häufig nachgestellt werden. Zudem ist ein ausgebildeter praktischer Arzt erforderlich, um die Nadel in die Arterie einzuführen. Dies trägt zu den hohen Kosten dieser Methode bei. Schließlich sind medizinische Komplikationen, wie Infektionen oder Schädigung von Nerven, möglich.

[0003] Die weiteren Methoden zur Messung des Blutdruckes sind nicht invasiv. Die oszillometrische Methode beruht auf der Messung der Amplitude von Druckschwankungen in einer aufgeblasenen Manschette. Die Manschette wird gegen eine mit dieser zusammenwirkende Arterie des Patienten angelegt und anschließend mit verschiedenen Drucken beaufschlagt. Der mittlere Druck wird dadurch bestimmt, indem der Druck in der Manschette abgetastet und der mittlere Druck in der Manschette zu dem Zeitpunkt ermittelt wird, bei welchem die Amplitude des Peaks auftritt. Der systolische und der diastolische Druck werden durch den Druck in der Manschette ermittelt, wenn die Druckschwankung eine vorherbestimmte Rate der Amplitude des Peaks erreicht hat.

[0004] Auch die auskultatorische Methode umfaßt das Aufblasen einer Manschette, welche um eine mit dieser zusammenwirkende Arterie des Patienten angeordnet wird. Während des Aufblasens der Manschette wird ein Ablassen von Luft aus der Manschette ermöglicht. Der systolische Druck wird angezeigt, wenn das Auftreten der Korotkoff-Töne beginnt, während Luft aus der Manschette abgelassen wird. Der diastolische Druck wird angezeigt, wenn die Korotkoff-Töne beginnen abzuflauen oder verschwinden. Die auskultatorische Methode ist ausschließlich zur Ermittlung des systolischen und des diastolischen Druckes geeignet.

[0005] Da sowohl bei der oszillometrischen als auch bei der auskultatorischen Methode das Aufblasen einer Manschette erforderlich ist, ist die Durchführung von häufigen Messungen aufwendig. Die Häufigkeit der Messungen ist durch die Zeit beschränkt, welche zum komfortablen Aufblasen der Manschette und zum Ablassen der Luft aus der Manschette, während die Messungen durchgeführt werden, erforderlich ist. Da die Manschette über einen verhältnismäßig großen, die Arterie umgebenden Bereich aufgeblasen wird, empfindet der Patient das Aufblasen und Entleeren der Manschette als unangenehm. Die oszillometrische und die auskultatorische Methode sind folglich für einen wiederholten Einsatz über einen langen Zeitraum nicht geeignet.

[0006] Sowohl der oszillometrischen als auch die auskultatorischen Methode mangelt es an Genauigkeit und Übereinstimmung bei der Ermittlung der systolischen und diastolischen Druckwerte. Die oszillometrische Methode verwendet eine willkürliche Rate zur Bestimmung des systolischen und des diastolischen Druckwertes. Desgleichen erfordert die auskultatorische Methode eine Beurteilung, wann die Korotkoff-Töne beginnen und wann sie verschwinden. Diese Untersuchung wird dann vorgenommen, wenn die Korotkoff-Töne am schwächsten sind. Hieraus ergeben sich bei der auskultatorischen Methode Ungenauigkeiten aufgrund schwacher Signale.

[0007] Die vierte Methode zur Messung des arteriellen Blutdruckes ist bislang die Tonometrie. Eine tonometrische Methode zur nicht invasiven Überwachung des Blutdruckes ist der WO 93/15653 A1 entnehmbar. Die Druckschrift beschreibt eine Methode zum Feststellen, welcher Bereich des Sensors am besten über der jeweiligen Arterie angeordnet ist, um den inneren Blutdruck ermitteln zu können. Die bekannte Methode macht von einem Einsatz von Druckenergie Gebrauch.

[0008] Die tonometrische Methode macht typischerweise von einem Meßwandler mit einer Anordnung von druckempfindlichen Elementen Gebrauch, welcher über einer oberflächigen Arterie angeordnet wird. Auf den Meßwandler werden Druckkräfte ausgeübt, um die darunterliegende Arterienwand abzuflachen, ohne die Arterie zu verschließen. Die druckempfindlichen Elemente der Anordnung weisen üblicherweise wenigstens eine Abmessung auf, welche kleiner ist als das Lumen der darunterliegenden Arterie, in welcher der Blutdruck gemessen werden soll. Der Meßwandler wird derart angeordnet, daß sich

wenigstens eines der einzelnen druckempfindlichen Elemente über zumindest einem Teil der darunterliegenden Arterie befindet. Die Ausgabe eines der druckempfindlichen Elemente wird für die Überwachung des Blutdruckes herangezogen. Der von dem ausgewählten druckempfindlichen Element gemessene Druck hängt von dem Andruck ab, mit welchem der Meßwandler gegen die Haut des Patienten angedrückt wird. Solche tonometrischen Systeme messen einen Referenzpunkt unmittelbar an dem Handgelenk und korrelieren diesen mit dem arteriellen Druck. Jedoch ist eine Rekalibrierung des tonometrischen Systems erforderlich, wenn sich der Patient bewegt, da das System eine Änderung der Verstärkung erfahren kann. Da die Genauigkeit derartiger tonometrischer Systeme von der genauen Anordnung der einzelnen druckempfindlichen Elemente oberhalb der darunterliegenden Arterie abhängt, ist die Anordnung des Meßwandlers von großer Bedeutung. Folglich ist die Plazierung des Meßwandlers solcher tonometrischer Systeme zeitaufwendig und fehleranfällig.

[0009] Die oszillometrische, auskultatorische und tonometrische Methoden messen und ermitteln den Blutdruck dadurch, indem sie die durch die Blutdruckimpulse bewirkte Kraft oder die Verdrängung erfassen, wenn die darunterliegende Arterie komprimiert oder flach gedrückt wird. Der Blutdruck wird dadurch erfaßt, indem die durch die Blutdruckimpulse bewirkten Kräfte in einer Richtung senkrecht zu der darunterliegenden Arterie gemessen werden. Der Blutdruckimpuls bewirkt bei diesen Methoden jedoch auch Kräfte parallel zu der darunterliegenden Arterie, wenn die Blutdruckimpulse die Ränder des Sensors überqueren, welcher gegen die oberhalb der darunterliegenden Arterie befindliche Haut des Patienten angedrückt wird. So werden insbesondere bei der oszillometrischen und bei der auskultatorischen Methode parallele Kräfte auf die Ränder bzw. Seiten der Manschette ausgeübt. Bei der tonometrischen Methode werden parallele Kräfte auf die Ränder des Meßwandlers ausgeübt. Diese durch die Blutdruckimpulse auf den Sensor bewirkten parallelen Kräfte erzeugen einen Druckgradient über die druckempfindlichen Elemente. Ein solcher, ungleichmäßiger Druckgradient erzeugt zumindest zwei verschiedene Drücke, nämlich einen ersten Druck an dem Rand des druckempfindlichen Elementes und einen zweiten Druck unmittelbar unterhalb des druckempfindlichen Elementes. Hieraus resultieren Ungenauigkeiten und Inkonsistenzen bei der Messung des Blutdruckes mittels der oszillometrischen, auskultatorischen und tonometrischen Methode.

Zusammenfassung der Erfindung

[0010] Ein Sensor mit einer Abtastfläche zum Erfassen des Blutdruckes in einer darunterliegenden Arterie eines Patienten umfaßt einen Meßwandler, eine kompressible Seitenwand, ein nachgiebiges Diaphragma und ein fluidisches Verbindungsmedium. Die Seitenwand ist von dem Meßwandler getrennt und hält den Meßwandler oberhalb der darunterliegenden Arterie. Das nachgiebige Diaphragma ist von der Abtastfläche des Meßwandlers mit Abstand angeordnet. Das fluidische Verbindungsmedium ist zwischen der Abtastfläche des Meßwandlers und dem nachgiebigen Diaphragma diese miteinander verbindend angeordnet und überträgt Blutdruckimpulse in der darunterliegenden Arterie von dem nachgiebigen Diaphragma an die Abtastfläche des Meßwandlers. Gemäß einer Ausführungsform ist das fluidische Verbindungsmedium von der Seitenwand isoliert, so daß über das fluidische Verbindungsmedium keine Kräfte von der Seitenwand an den Meßwandler übertragen werden.

Kurze Beschreibung der Zeichnungen

[0011] In der Zeichnung zeigen:

[0012] **Fig.** 1 eine perspektivische Ansicht eines Blutdruck-Überwachungssystems mit einer an dem Handgelenk eines Patienten angeordneten Sensoreinheit;

[0013] **Fig.** 2 ein Blockschema des Blutdruck-Überwachungssystems gemäß **Fig.** 1;

[0014] **Fig.** 3 eine Schnittansicht der an dem Handgelenk eines Patienten angeordneten Sensoreinheit gemäß **Fig.** 1;

[0015] **Fig.** 4 eine Schnittansicht der Sensoreinheit gemäß **Fig.** 1 mit einem Sensor; und

[0016] **Fig.** 5 eine Schnittansicht einer alternativen Ausführungsform des Sensors gemäß **Fig.** 4.

Detaillierte Beschreibung bevorzugter Ausführungsformen

[0017] In **Fig.** 1 ist ein Blutdruck-Überwachungssystem **10** zum Messen und Anzeigen des Blutdruckes in einer darunterliegenden Arterie (nicht gezeigt) an dem Handgelenk **12** eines Patienten dargestellt. Das Überwachungssystem **10** umfaßt eine Handgelenk-Einheit **13**, eine Sensoreinheit **14**, ein Kabel **15** und eine Bildschirmeinheit **16**.

[0018] Die Handgelenk-Einheit **13** weist einen Sensorträger **18** und einen Gurt **20** auf. Der Sensorträger **18** paßt über das Handgelenk **12** oberhalb einer darunterliegenden Arterie (nicht gezeigt) und hält die Sensoreinheit **14** über der darunterliegenden Arterie. Der Sensorträger **18** ist vorzugsweise starr.

[0019] Der Gurt **20** weist ein nachgiebiges Band auf und ist vorzugsweise aus Nylon® gefertigt. Der Gurt **20** ist an dem Sensorträger **18** festgelegt und um-

schlingt das Handgelenk **12**, um die Sensoreinheit **14** an dem Handgelenk **12** zu halten.

[0020] Die Sensoreinheit **14** ist mittels Kabel **15** elektrisch mit der Bildschirmeinheit **16** verbunden und umfaßt im allgemeinen eine Motoreinheit **22** und einen Sensor **24**. Die Motoreinheit **22** ist an dem Sensorträger **18** befestigt und mechanisch mit dem Sensor **24** verbunden. Die Motoreinheit **22** bewirkt einen variablen Andruck des Sensors **24**, so daß der Blutdruck erfaßt und gemessen werden kann, wenn mittels der Sensoreinheit **14** variable Andruckkräfte auf die darunterliegende Arterie ausgeübt werden.

[0021] Der Sensor **24** ist mit der Motoreinheit **22** verbunden. Beim Anordnen an dem Handgelenk **12** wird der Sensor **24** oberhalb der darunterliegenden Arterie positioniert. Der Sensor **24** erfaßt und mißt die Blutdruckimpulse in der darunterliegenden Arterie.

[0022] Die Bildschirmeinheit **16** ist mittels Kabel **15** mit der Motoreinheit **22** und dem Sensor **24** verbunden. Die Bildschirmeinheit **16** umfaßt Bedienschalter bzw. verschiedene Eingabezugänge **25a**–**25h**, digitale Anzeigen **26a**–**26c** und eine Bildanzeige **28**. Die Eingabezugänge **25a**–**25h** dienen zur Steuerung der Bildschirmeinheit **16** und ermöglichen eine Kalibrierung der Bildschirmeinheit **16**. Die Eingabezugänge **25a**–**25c** umfassen Hard-Keys zur Steuerung der Bildschirmeinheit **14** auf. Die Eingabezugänge **25d**–**25h** umfassen mittels Software programmierbare Keys, welche an verschiedene Funktionen angepaßt werden können. Die digitalen Anzeigen **26a**–**26c** zeigen jeweils kontinuierlich den systolischen, diastolischen und mittleren Blutdruck an. Die Bildanzeige **28** zeigt die Blutdruckimpulse, Wellenformen sowie Eingabeaufforderungen an, um dem Benutzer Anweisungen zu geben. Die Bildschirmeinheit **16** empfängt die Signale der von dem Sensor **24** erfaßten Blutdruckimpulse und errechnet den systolischen, diastolischen und mittleren Blutdruck. Sind diese Werte bestimmt worden, so zeigt die Bildschirmeinheit **16** die entsprechenden Werte sowohl in analoger als auch in digitaler Form an. Die Bildschirmeinheit **16** steuert ferner die Motoreinheit **22**.

[0023] Während des Einsatzes wird der Sensor **24** über das Handgelenk **12** oberhalb der Radialarterie gestreift. Die Motoreinheit **22** bewegt den Sensor **24**, um den Andruck auf das Handgelenk **12** oberhalb der Radialarterie zu variieren. Während der Andruck variiert wird, wird die Wellenform des arteriellen Druckes erfaßt. Die Wellenform bzw. -gestalt des arteriellen Druckes wird dadurch erhalten, indem die Amplitude des Druckes eines individuellen Herzzyklus' über die Zeit gemessen wird. Die Gestalt der Wellenform ist eine Funktion des ausgeübten Druckes und wird von dem digitalen Signalverarbeitungsschaltkreis der Bildschirmeinheit **16** zur Berechnung des systolischen, mittleren und diastolischen Druckes verwendet. Die errechneten Drucke werden von den Anzeigen **26a**–**26c** und der Bildanzeige **28** angezeigt.

[0024] In **Fig.** 2 ist ein Blockschema des Blutdruck-Überwachungssystems **10** wiedergegeben. Wie insbesondere aus **Fig.** 2 ersichtlich, umfaßt die Bildschirmeinheit **16** ferner einen Eingabesignal-Prozessor **30**, einen Analog-Digital-Wandler (A/D-Wandler) **32**, einen Mikroprozessor **34**, Eingabezugänge **25a**–**25h**, einen motorischen Antrieb **38**, Anzeigen **26a**–**26c**, **28** sowie eine Energieversorgung **42**. Während des Betriebs empfängt der Mikroprozessor **34** die mittels der Eingabezugänge **25a**–**25h** eingegebenen Signale. Die Eingabezugänge **25a**–**25h** können auch von einer Tastatur oder einem anderen Eingabemechanismus gebildet sein. Die Eingabezugänge **25a**–**25h** ermöglichen dem Mikroprozessor **34** kalibriert zu werden.

[0025] Der Mikroprozessor **34** steuert den motorischen Antrieb **38**, um den von der Motoreinheit **22** auf den Sensor **24** bewirkten Andruck zu variieren. Der Andruck wird durch den Sensor **24** entsprechend der Anatomie des Patienten unmittelbar oberhalb der Arterie ausgeübt. Der mittels der Motoreinheit **22** auf den Sensor **24** bewirkte Andruck steigt mit zunehmender Zeit an. Während die bzw. der durch den Sensor **24** ausgeübte Kraft bzw. Andruck zunimmt, steigt auch die Amplitude des Blutdruckimpulses bis zu einem Maximalwert dieser Amplitude an. Ist die maximale Amplitude bzw. die maximale Kraftübertragung erreicht, so beginnt die Amplitude des Blutdruckimpulses abzunehmen, da die Arterie jenseits dieser maximalen Kraftübertragung zunehmend abgeflacht wird.

[0026] Der Sensor **24** erfaßt und ermittelt die Amplitude und die Form der Blutdruckimpulse in der darunterliegenden Arterie. Der Sensor **24** erzeugt elektrische Sensorsignale, welche die Amplitude der erfaßten Blutdruckimpulse repräsentieren. Die Sensorsignale werden an den Eingabesignal-Prozessor **30** der Bildschirmeinheit **16** übertragen. Der Eingabesignal-Prozessor **30** verarbeitet die Sensorsignale und filtert jegliches unerwünschtes Hintergrundrauschen und andere Effekte heraus. Die Sensorsignale werden sodann von dem Eingabesignal-Prozessor **30** an den Analog-Digital-Wandler **32** übertragen. Der Analog-Digital-Wandler **32** wandelt die Sensorsignale in eine digitale Form um. Anschließend wird das digitale Signal, welches die Amplitude des erfaßten Blutdruckimpulses repräsentiert, an den Mikroprozessor **34** übertragen.

[0027] Auf der Grundlage der digitalen Sensorsignale, welche die erfaßte Amplitude und Gestalt der Blutdruckimpulse repräsentieren, ermittelt der Mikroprozessor **34** die Information hinsichtlich der Wellenform, indem er die Amplitude und die Gestalt über

den Zeitraum einzelner Herzzyklen aufträgt. Die Information hinsichtlich der arteriellen Wellenform wird dadurch bestimmt, indem die arteriellen Wellen mit einer Rate abgefragt werden, welche signifikant größer ist als die Herzfrequenz, so daß eine hohe Genauigkeit der arteriellen Druckwelle meßbar ist. Aus dieser Information errechnet der Mikroprozessor **34** den systolischen, diastolischen und mittleren Blutdruck. Existiert über die Fläche des Sensors **24** kein Druckgradient, so entspricht der dem Herzzyklus mit der Druckamplitudenspitze oder der maximalen Kraftübertragung entsprechende Andruck im wesentlichen dem mittleren Arteriendruck. Auf der Grundlage des mittleren Arteriendruckes errechnet der Mikroprozessor **34** den systolischen und diastolischen Blutdruck.

[0028] Alternativ kann vorgesehen sein, daß der Mikroprozessor **34** den Blutdruck aus dem Verhältnis zwischen der Druckamplitude der individuellen Herz-Wellenform und dem durch den Sensor **24** ausgeübten Andruck errechnet. Diese Ergebnisse können aus den Wellenformen sowohl vor als auch nach der Wellenform mit der maximalen Kraftübertragung erhalten werden.

[0029] Der Mikroprozessor **34** kann den Blutdruck ferner auch aus der Gestalt der individuellen Herz-Wellenformen errechnen. Diese Ergebnisse beruhen auf der Fläche unter Teilabschnitten der Wellenformen oder können auf der Form einer Anstiegszeit einer beliebigen Anzahl von Parametern beruhen. Die errechneten Blutdrucke werden auf den Anzeigen **26a**–**26c** angezeigt. Die Energieversorgung **42** versorgt die Bildschirmeinheit **16** und die Motoreinheit **22** mit Strom.

[0030] **Fig.** 3 zeigt einen Querschnitt entlang der Linie 3-3 gemäß **Fig.** 1 mit der Handgelenk-Einheit **13** und der Sensoreinheit **14**, welche an dem Handgelenk **12** eines Patienten mit einer darunterliegenden Arterie **44** angeordnet sind. In **Fig.** 3 sind der Sensorträger **18** und der Gurt **20** der Handgelenk-Einheit **13** sowie der Sensor **24** der Sensoreinheit **14** vergrößert dargestellt. Der Sensorträger **18** weist einen Rahmen **46**, Abstandhalter **48**, einen Verschluß **50**, eine Stabilisierungsstütze **52** und eine Schraube **54** auf. Der Rahmen **46** ist von einem Metallrahmen gebildet, welcher partiell um das Handgelenk **12** dieses umgebend herum gebogen ist. Der Rahmen **46** umfaßt untere Gurtöffnungen **56a**, **56b** und einen Einstellschlitz **58**. Die Gurtöffnungen **56a**, **56b** sind entlang des unteren Endes des Rahmens **46** angeordnet. Die Gurtöffnung **56a** sorgt für eine Befestigung des Gurtendes **20a** des Gurtes **20** an dem Rahmen **46**. Der Gurt **20** ist durch die Gurtöffnung **56a** hindurch geführt, so daß der Gurt **20** aufgedoppelt ist, wobei das freie Ende **20b** an dem Verschluß **50** festgelegt ist. Der Einstellschlitz **58** erstreckt sich von der Gurtöffnung **56b** nach oben in Richtung des oberen Endes des Rahmens **46**. Der Einstellschlitz **58** ermöglicht eine Verlagerung der Stabilisierungsstütze **52** in dem Schlitz **58** nach oben und unten, so daß die Stabilisierungsstütze **52** gemäß der jeweiligen Anatomie, an welcher die Sensoreinheit **14** angebracht werden soll, eingestellt werden kann. Der Rahmen **46** trägt die Motoreinheit **22** und hält den Sensor **24** oberhalb der darunterliegenden Arterie **44** des Handgelenkes **12**. Der Rahmen **46** hält ferner den Gurt **20** unter dem Handgelenk **12**. Folglich ist der Sensor **24** in einer stabilen Position bezüglich des Handgelenkes **12** gehalten, während die Blutdruckimpulse erfaßt und gemessen werden.

[0031] Der Abstandhalter **48** ist entlang eines oberen, horizontalen Abschnittes des Rahmens **46** angebracht und zwischen der Sensoreinheit **14** und dem Rahmen **46** angeordnet. Der Abstandhalter **48** beabstandet die Sensoreinheit **14** von dem Rahmen **46**.

[0032] Der Verschluß **50** ist zwischen der Gurtöffnung **56b** und dem Einstellschlitz **58** starr an dem Rahmen **46** befestigt. Der Verschluß **50** legt das freie Ende **20b** des Gurtes **20** lösbar an dem Rahmen **46** fest, so daß das Handgelenk **12** unterstützt und zwischen dem Rahmen **46**, dem Sensor **24** und dem Gurt **20** angeordnet ist.

[0033] Die Stabilisierungsstütze **52** besteht im wesentlichen aus einer V-förmigen Schiene mit einem ersten Schenkel **52a**, welcher sich parallel zu dem Einstellschlitz **58** des Rahmens **46** erstreckt, und einem zweiten Schenkel **52b**, welcher sich über und oberhalb des Handgelenkes **12** erstreckt. Die Stabilisierungsstütze **52** ist mittels der Schraube **54** starr an dem Rahmen **46** festgelegt. Die Schraube **54** erstreckt sich durch den ersten Schenkel **52a** und den Einstellschlitz **58** hindurch. Die Schraube **54** und der Schlitz **58** wirken derart zusammen, daß sie der Stabilisierungsstütze **52** eine bezüglich dem Handgelenk **12** vertikale Verlagerung ermöglichen. Auf diese Weise hält der zweite Schenkel **52b** der Stabilisierungsstütze **52** das Handgelenk **12** nieder in Richtung des Gurtes **20**, um Bewegungen des Handgelenkes **12** einzuschränken, während die Blutdruckimpulse in der darunterliegenden Arterie **44** erfaßt und gemessen werden.

[0034] Der Gurt **20** besteht aus einem länglichen, flexiblen Band. Der Gurt **20** weist ein erstes Ende auf, welches schlaufenartig durch die Gurtöffnung **56b** hindurch gezogen und an ihm selbst unter Bildung der endständigen Schlaufe **20a** festgelegt ist. Der Gurt **20** besitzt ferner ein freies Ende **20b**, welches durch die Gurtöffnung **56a** hindurch gezogen und unterhalb des Handgelenkes **12** zurück bis hin zu dem Verschluß **50** aufgedoppelt ist, an welchem das freie Ende **20b** festgeklemmt und mittels des Verschlusses **50** lösbar an dem Rahmen **46** befestigt ist. Der Gurt **20** unterstützt das Handgelenk **12** in der Position

unterhalb des Rahmens **46** und des Sensors **24**.

[0035] Wie insbesondere aus **Fig.** 3 ersichtlich, ist der Sensor **24** mit dem Kabel **15** verbunden und umfaßt einen Schwenkblockzapfen **62**, einen Schwenkblock **64**, einen Meßwandler **66**, einen Flansch **68**, eine Seitenwand **70**, einen Haltering **72**, ein Diaphragma **74**, ein Druck- bzw. fluidisches Verbindungsmedium **76** und einen Fluidgel-Anschluß **78**. Der Schwenkblockzapfen **62** umfaßt ein erstes Ende, welches mit dem Schwenkblock **64** verbunden ist, und ein zweites Ende, welches mit der Motoreinheit **22** verbunden ist. Der Schwenkblockzapfen **62** verbindet somit den Sensor **24** mit der Motoreinheit **22**.

[0036] Der Schwenkblock **64** greift an dem ersten Ende des Schwenkblockzapfens **62** an. Der Schwenkblock **64** weist ein unteres Ende auf, welches mit dem Meßwandler **66** verbinden ist. Der Schwenkblock **64** verbindet somit den Sensor **24** mit der Motoreinheit **22**.

[0037] Der Meßwandler **66** ist scheibenförmig ausgebildet. Der Meßwandler **66** ist zwischen dem Schwenkblock **64** und dem Flansch **68** angeordnet. Der Meßwandler **66** umfaßt druckempfindliche Elemente, wie eine piezoresistive Sensorbrücke (nicht dargestellt), um die Blutdruckimpulse in der Arterie **44** zu erfassen.

[0038] Der Flansch **68** ist ringförmig und geringfügig konkav ausgebildet, so daß sich der Sensor **24** besser an die Anatomie bzw. äußere Form des Handgelenks **12** anpaßt. Der Flansch **68** ist mit einem äußeren Umfang des Meßwandlers **66** starr verbunden. Der Flansch **68** trägt die Seitenwand **70** und verbindet die Seitenwand **70** mit dem Meßwandler **66**.

[0039] Die Seitenwand **70** ist ringförmig ausgebildet und kompressibel und ist mit einer unteren Fläche des Flansches **68** verbunden. Die Seitenwand **70** ist von den Sensorelementen (nicht gezeigt) des Meßwandlers **66** mit Abtand angeordnet und tritt mit dem die Arterie **44** umgebenden Gewebe in Kontakt, um den Meßwandler **66** oberhalb der Arterie **44** und oberhalb des die Arterie **44** umgebenden Gewebes zu halten. Folglich ist eine exakte Positionierung des Meßwandlers genau über der Arterie **44** nicht erforderlich. Zugleich ist die Seitenwand **70** nicht so weit von dem Meßwandler **66** beabstandet, daß sie einen so großen Bereich des die Arterie **44** umgebenden Gewebes umgibt, daß es der Patient als unangenehm empfindet. Da die Seitenwand **70** den Meßwandler **66** von dem die Arterie **44** umgebenden Gewebe trennt, werden durch versehentliche Bewegungen des Patienten verursachte Meßfehler des Blutdruckes vermindert.

[0040] Die Seitenwand **70** erzeugt ferner einen Druckgradient von im wesentlichen gleich null über den Sensor **24**, so daß der Sensor **24** den Blutdruck mit einer höheren Genauigkeit mißt. Die Seitenwand **70** ist vor einem Ausweichen in einer Flächenrichtung nach außen von dem äußeren Umfang des Meßwandlers **66** fort gehalten. Da die Seitenwand **70** kompressibel ist, dämpft bzw. absorbiert die Seitenwand **70** Kräfte oder Drücke, welche von den Blutdruckimpulsen bewirkt. werden, während die Pulse die Seitenwand **70** entlang dem Umfang bzw. dem Rand des Sensors **24** überqueren. Die Seitenwand **70** übt ferner eine Kraft auf das die Arterie **44** umgebende Gewebe aus. Dabei kommt die von der Seitenwand **70** bewirkte Kraft im wesentlichen der von dem die Arterie **44** umgebenden Gewebe bewirkten Kraft gleich, um die von dem Gewebe bewirkte Kraft auszugleichen bzw. zu neutralisieren. Folglich drückt die von der Seitenwand **70** ausgeübte Kraft das Gewebe in eine neutrale Position, so daß der Druck der Arterie **44** mit einer höheren Genauigkeit meßbar ist. Die Andruckkraft, welche mittels der Seitenwand **70** auf das die Arterie **44** umgebende Gewebe ausgeübt wird, wird auf den Flansch **68** übertragen. Der Flansch **68** ist mit dem Meßwandler **66**, jedoch nicht mit den Sensorelementen (nicht dargestellt) des Meßwandlers **66** verbunden. Folglich wird die mittels der Seitenwand **70** ausgeübte Kraft, welche zum Andrücken auf das Gewebe in eine neutrale Position desselben genutzt wird, nicht von den Sensorelementen des Meßwandlers **66** erfaßt. Dieser Neutralisierungseffekt des Sensors **24** ermöglicht dem Blutdruck-Überwachungssystem **10** eine genauere Messung des arteriellen Druckes der Arterie **44** unter Vermeidung von Ungenauigkeiten infolge von dem umgebenden Gewebe bewirkten Kräften. Folglich vermindert bzw. verhindert die Seitenwand **70** einen ungleichmäßigen Druckgradient in dem fluidischen Verbindungsmedium **76** über den Sensor **24**, um einen Druckgradient von im wesentlichen gleich null über den Sensor **24** zu erhalten. Hieraus resultiert eine konsistentere und genauere Messung des Blutdruckes mittels des Sensors **24**. Die Seitenwand **70** ist vorzugsweise aus einem geschlossenzelligen Schaustoff gebildet. Stattdessen kann die Seitenwand **70** aus einem offenzelligen Schaumstoff oder aus einem anderen kompressiblen Material bzw. strukturellen Aufbau gebildet sein.

[0041] Da die Seitenwand **70** kompressibel und nachgiebig ausgebildet ist, paßt sich die Seitenwand **70** besser an die Anatomie bzw. die äußere Form des Handgelenks **12** an, ohne die darunterliegende Arterie **44** abzuschnüren, wenn der Sensor **24** gegen die Anatomie des Patienten angedrückt wird. Indes bewirkt die Seitenwand **70** beim Andrücken gegen das Handgelenk **12** keine Dehnung des Diaphragmas **74**, da die Seitenwand **70** vor einem Ausweichen nach außen gehalten ist. Indem er Spannungen über das Diaphragma **74** verhindert, verhindert der Sensor **24** zusätzlich die Bildung von Druckgradienten über den Meßwandler **66**, was in einer genaueren und konsis-

tenteren Erfassung des Blutdruckes resultiert.

[0042] Der Haltering **72** besteht im allgemeinen aus einem nachgiebigen Ring aus einem Faser- oder einem anderen, ähnlichen Material. Der Haltering **72** umgibt die Seitenwand **70** und verhindert ferner ein Ausweichen der Seitenwand **70** nach außen in eine Richtung von dem äußeren Umfang des Meßwandlers **66** fort.

[0043] Das Diaphragma **74** ist vorzugsweise aus einem dünnen, nachgiebigen Polymer oder Kautschuk gebildet. Das Diaphragma **74** erstreckt sich über die Seitenwand **70** unter Bildung einer Kammer **79** an der Vorderseite des Meßwandlers **66**. Das Diaphragma **74** ist vorzugsweise derart über der Seitenwand **70** angeordnet, daß es nicht unter Spannung steht. Das Diaphragma **74** überträgt die Blutdruckimpulse von einer ersten Seite **80** an eine zweite Seite **82** innerhalb der Kammer **79**.

[0044] Das fluidische Verbindungsmedium **76** ist bevorzugt von einem Gel gebildet, obgleich das fluidische Verbindungsmedium **76** auch von einem beliebigen Fluid oder einer beliebigen Flüssigkeit gebildet sein kann, welches bzw. welche zur Übertragung von Druck von dem Diaphragma **74** an den Meßwandler **66** geeignet ist. Das fluidische Verbindungsmedium **76** ist in der Kammer **79** zwischen dem Diaphragma **74**, der Seitenwand **70**, dem Flansch **68** und dem Meßwandler **66** aufgenommen. Das fluidische Verbindungsmedium **76** verbindet das Diaphragma **74** mit dem Meßwandler **66** und überträgt die Blutdruckimpulse von der Fläche **82** des Diaphragmas **74** an den Meßwandler **66**.

[0045] Der Sensor **24** erfaßt die Blutdruckimpulse in der darunterliegenden Arterie **44** kontinuierlich und genau. Da die Seitenwand **70** kompressibel ist, dämpft der Sensor **24** in Parallelrichtung zu der darunterliegenden Arterie **44** wirkende Kräfte, welche auf den Sensor **24** durch Blutdruckimpulse, welche den Rand des Sensors **24** überqueren, ausgeübt werden. Ferner paßt sich der Sensor **24** besser an die Anatomie des Handgelenks **12** an. Da die Seitenwand **70** und das Diaphragma **74** von einem Ausweichen gehalten und frei von Spannung sind, wird die Ausbildung eines Druckgradienten über den Meßwandler **66** verhindert. Ferner neutralisiert der Sensor **24** auch das die Arterie **44** umgebende Gewebe. Folglich lassen sich Aufnahmen des Blutdruckes mit einer erhöhten Genauigkeit und Konsistenz aufnehmen. Überdies bilden die Seitenwand **70**, das Diaphragma **74** und das fluidische Verbindungsmedium **76** einen großen Erfassungsbereich, aus welchem Blutdruckimpulse an den Meßwandler **66** übertragen werden können. Hieraus ergibt sich, daß der Sensor **24** nicht so stark von einer genauen Positionierung des Meßwandlers **66** oberhalb der darunterliegenden Arterie **44** abhängig ist. Der Sensor **24** sorgt für eine schnelle und genaue, kontinuierliche Messung des Blutdruckes über einen langen Zeitraum des Einsatzes, ohne daß es der Patient als unangenehm empfindet.

[0046] Der Fluidanschluß **78** erstreckt sich in den Flansch **68** und steht mit der Kammer **79** in Verbindung. Der Anschluß **78** ermöglicht eine Befüllung der Kammer **79** mit dem fluidischen Verbindungsmedium **76**.

[0047] Das Kabel **15** dient zur elektrischen Verbindung des Sensors **24** mit der Bildschirmeinheit **16**. Das Kabel **15** umfaßt Meßwandlerleitungen **83**, einen Erdungsleiter **84**, eine Buchse **86**, einen Strang **88** und einen Klemmanschluß **90**. Die Meßwandlerleitungen **83** übertragen die Signale, welche die ermittelten Blutdruckimpulse repräsentieren, von dem Meßwandler **66**.

[0048] Der Erdungsleiter **84** besteht aus einem Draht mit einer an einem Ende desselben angeordneten Erdungsklemme **92**. Die Erdungsklemme **92** ist an dem Fluidanschluß **78** festgelegt. Das entgegengesetzte Ende des Erdungsleiters **84** ist elektrisch mit dem Strang **88** verbunden. Mittels des Erdungsleiters **84** ist die Sensoreinheit **14** elektrisch geerdet.

[0049] Die Buchse **86** dient zur elektrischen Verbindung der Meßwandlerleitungen **86** mit dem Strang **88**. Der Strang **88** umfaßt ein erstes Ende, welches mit der Buchse **86** verbunden ist, und ein zweites Ende, welches mit der Bildschirmeinheit **16** verbunden ist (vgl. **Fig.** 1). Mittels des Strangs **88** lassen sich die Signale, welche die erfaßten Blutdruckimpulse repräsentieren, von dem Sensor **24** an die Bildschirmeinheit **16** übertragen, in welcher die Signale gemessen werden. Der Klemmanschluß **90** verbindet den Strang **88** mit dem Rahmen **46** des Sensorträgers **18** und nimmt Dehnungen des Strangs **88** auf.

[0050] **Fig.** 4 zeigt eine Schnittansicht der Sensoreinheit **14** und des Sensorträgers **18** der Handgelenk-Einheit **13** entlang der Linie 4-4 gemäß **Fig.** 1. Dabei ist der Sensor **24** und die Motoreinheit **22** in **Fig.** 4 detailliert dargestellt. Teile des Sensorträgers **18** sind zum Zwecke einer besseren Veranschaulichung nicht wiedergegeben. In **Fig.** 4 sind. der Schwenkblockzapfen **62** und der Schwenkblock **64** des Sensors **24** am deutlichsten dargestellt. Wie aus **Fig.** 4 ersichtlich, ist das obere Ende **62a** des Schwenkblockzapfens **62** gegabelt und kraftschlüssig mit der Motoreinheit **22** verbunden. Da der Schwenkblockzapfen **62** gabelförmig ausgebildet ist, kann der Durchmesser des Schwenkblockzapfens **62** vergrößert oder verkleinert werden. Folglich lassen sich der Schwenkblockzapfen **62** und der Sensor **24** ohne Einsatz von Werkzeugen von der Motoreinheit **22** abnehmen, indem der Schwenkblockzapfen **62** komprimiert wird, um seinen Durchmesser zu verrin-

gern. Der Schwenkblock **64** weist eine Ausnehmung zum Aufnehmen des unteren Endes **62b** des Schwenkblockzapfens **62** auf. Der Schwenkblock **64** ist um das untere Ende **62b** des Schwenkblockzapfens **62** drehbar bzw. schwenkbar, um eine genaue Orientierung des Sensors **24** zu gewährleisten.

[0051] Wie insbesondere aus **Fig.** 4 ersichtlich, ist der Meßwandler **66** im wesentlichen scheibenförmig ausgebildet und umfaßt einen Meßwandlerträger **94** sowie ein Meßwandlerelement **96**. Der Meßwandlerträger **94** weist eine zentrale Bohrung **98** auf, welche sich in ein unteres Ende des Meßwandlerträgers **94** erstreckt. Der Meßwandlerträger **94** weist ferner ein oberes Ende auf, welches mit dem Schwenkblock **64** verbunden ist. Das untere Ende des Meßwandlerträgers **94** ist mit dem Flansch **68** starr verbunden. Das Meßwandlerelement **96** ist von dem Meßwandlerträger **94** gehalten und in der Bohrung **98** angeordnet.

[0052] Das Meßwandlerelement **96** ist aus dem Stand der Technik bekannt und umfaßt eine Abtastfläche **100**. Die Abtastfläche **100** ist vorzugsweise gegenüber von dem fluidischen Verbindungsmedium **76** übertragenen Druckänderungen im Innern der Kammer **79** empfindlich. Das Meßwandlerelement **96** ist derart in der Bohrung **98** positioniert, daß die Abtastfläche **100** des Meßwandlerelementes **96** aus der Bohrung **98** heraus nach unten weist. Das Meßwandlerelement **96** weist bevorzugt eine piezoresistive Sensorbrücke auf. Das Meßwandlerelement **96** erfaßt die Blutdruckimpulse einer darunterliegenden Arterie des Patienten.

[0053] Die Motoreinheit **22** drückt den Sensor **24** gegen die Haut oberhalb der darunterliegenden Arterie an, so daß die Amplitude der Blutdruckimpulse über einen Bereich verschiedener Andrucke erfaßt werden kann. Wie insbesondere der **Fig.** 4 zu entnehmen ist, umfaßt die Motoreinheit **22** eine Grundplatte **106**, eine äußere Hülse **108**, obere und untere äußere Laufringe **110a**, **110b**, Lagerkugeln **112a**, **112b**, obere und untere innere Laufringe **114a**, **114b**, eine innere Hülse **116**, eine Schraubengewindewelle **118**, einen Anschlagarm **120**, eine Anschlagwelle **122**, eine Mitnehmerriemenscheibe **124**, einen Motor **126**, eine Antriebswelle **128**, eine Antriebsriemenscheibe **130**, einen Treibriemen **132**, einen Wulstrand **134** und eine Buchse **136**.

[0054] Die Grundplatte **106** ist von einer länglichen, flachen, starren Platte gebildet, welche mit einer Hülsenöffnung **138**, einer Öffnung **140** für die Anschlagwelle **122** und einer Öffnung **142** für die Antriebswelle **128** ausgestattet ist. Die Hülsenöffnung **138** weist einen hinreichend großen Durchmesser auf, um der äußeren Hülse **108**, der inneren Hülse **116** und der Schraubengewindewelle **118** einen Durchgriff durch die Hülsenöffnung **138** zu gestatten. Die Öffnung **140** für die Anschlagwelle **122** weist einen hinreichend großen Durchmesser auf, um der Anschlagwelle **122** einen Durchgriff durch die Öffnung **140** zu gestatten. Die Öffnung **142** für die Antriebswelle **128** ermöglicht der Antriebswelle **128** eine Verbindung des Motors **126** mit der Antriebsriemenscheibe **130**.

[0055] Die äußere Hülse **108** ist im wesentlichen zylindrisch ausgebildet und mit einer Bohrung **144**, einer oberen inneren Schulter **146**, einer unteren inneren Schulter **148** und einer unteren äußeren Schulter **150** ausgestattet. Die Bohrung **144** erstreckt sich durch die äußere Hülse **108** hindurch. Die Bohrung **144** erweitert sich sowohl in Richtung eines oberen Endes als auch in Richtung eines unteren Endes der äußeren Hülse **108** unter Bildung jeweils der oberen inneren Schulter **146** und der unteren inneren Schulter **148**. Der Außendurchmesser der äußeren Hülse **108** verengt sich in Richtung des unteren Endes der Hülse **108** unter Bildung der unteren äußeren Schulter **150**. Die untere äußere Schulter **150** steht mit der Hülsenöffnung **138** der Grundplatte **106** im Eingriff und verbindet die äußere Hülse **108** starr mit der Grundplatte **106**. Die obere innere Schulter **146** und die untere innere Schulter **148** nehmen die äußeren Laufringe **110** auf. Die inneren Laufringe **114** sind mit der inneren Hülse **116** verbunden. Die inneren Laufringe **110** und die äußeren Laufringe **114** wirken derart zusammen, daß sie zwischen sich einen Ringraum zur Aufnahme der Lagerkugeln **112** bilden. Folglich ist die innere Hülse **116** drehbar in der äußeren Hülse **108** gelagert.

[0056] Die innere Hülse **116** weist eine zylindrische Form auf und umfaßt eine obere äußere Schulter **152**, eine untere äußere Schulter **154** und eine innere Gewindebohrung **156**. Der Außendurchmesser der inneren Hülse **116** verengt sich in Richtung eine oberen Endes und eines unteren Endes derselben jeweils unter Bildung der oberen äußeren Schulter **152** und der unteren äußeren Schulter **154**. Die Schultern **152**, **154** nehmen jeweils die inneren Laufringe **114a**, **114b** auf. Die innere Gewindebohrung **152** erstreckt sich durch die innere Hülse **156** hindurch und nimmt die Schraubengewindewelle **118** auf.

[0057] Die Schraubengewindewelle **118** erstreckt sich durch die Gewindebohrung **156** der inneren Hülse **116** hindurch. Das untere Ende der Schraubengewindewelle **118** nimmt das obere Ende des Schwenkblockzapfens **62** auf. Auf diese Weise ist die Schraubengewindewelle **118** mit dem Sensor **24** verbunden und trägt denselben. Die Schraubengewindewelle **118** ist ferner mit dem Anschlagarm **120** verbunden.

[0058] Der Anschlagarm **120** besteht im wesentlichen aus einem länglichen Arm mit einem ersten Ende, welches mit dem unteren Ende der Schraubengewindewelle **118** starr verbunden ist, und mit einem zweiten Ende, welches mit einem unteren Ende der Anschlagwelle **122** starr verbunden ist. Die An-

schlagwelle **122** erstreckt sich von dem Anschlagarm **120** nach oben durch die Öffnung **140** in der Grundplatte **106** für die Anschlagwelle **122** hindurch. Der Anschlagarm **120** und die Anschlagwelle **122** verhindern eine Drehung der Schraubengewindewelle **118**. Folglich bewirkt eine Drehung der inneren Hülse **116** bezüglich der Schraubengewindewelle **118** eine Aufwärts- bzw. Abwärtsbewegung der Schraubengewindewelle **118**, da sich die Gewindegänge der Schraubengewindewelle **118** mit den Gewindegängen der inneren Hülse im Eingriff befinden.

[0059] Weil der Sensor **24** mit der Schraubengewindewelle **118** verbunden ist, bewirkt eine Bewegung der Schraubengewindewelle **118** nach oben bzw. unten einen verschiedenen Andruck des Sensors **24** auf die Haut oberhalb der darunterliegenden Arterie. Während der Andruck verändert wird, wird eine Wellenform des arteriellen Druckes erzeugt, welche von dem Meßwandler **66** des Sensors **24** gemessen wird.

[0060] Die Mitnehmerriemenscheibe **124** besteht im wesentlichen aus einer kreisförmigen Riemenscheibe. Die Mitnehmerriemenscheibe **124** weist eine um ihren Außenumfang verlaufende Nut mit solchen Abmessungen auf, daß sie den Treibriemen **132** aufnimmt. Die Mitnehmerriemenscheibe **124** ist einem dem unteren Ende der inneren Hülse **116** unterhalb der Grundplatte **106** starr verbunden. Eine Drehung der Mitnehmerriemenscheibe **124** bewirkt eine Drehung der inneren Hülse **116**, so daß die Schraubengewindewelle **118** angehoben bzw. abgesenkt wird.

[0061] Der Motor **126** ist mit der Grundplatte **106** starr verbunden. Der Motor **126** treibt die Antriebswelle **128** an. Die Antriebswelle **128** erstreckt sich durch die Öffnung **142** für die Antriebswelle **128** hindurch und ist mit der Antriebsriemenscheibe **130** unterhalb der Grundplatte **106** verbunden. Die Antriebsriemenscheibe **130** ist kreisförmig ausgebildet und weist eine um ihren Außenumfang verlaufende Nut mit solchen Abmessungen auf, daß sie den Treibriemen **132** aufnimmt. Der Treibriemen **132** ist im wesentlichen von einem Band oder Riemen gebildet. Der Treibriemen **132** paßt in die Nuten der Mitnehmerriemenscheibe **124** und der Antriebsriemenscheibe **130**. Der Treibriemen **132** umschlingt teilweise sowohl die Mitnehmerriemenscheibe **124** als auch die Antriebsriemenscheibe **130**, so daß die Mitnehmerriemenscheibe **124** und die Antriebsriemenscheibe **130** miteinander in Drehverbindung stehen.

[0062] Während des Betriebs treibt der Motor **126** die Antriebsriemenscheibe **130** drehend an, welche wiederum die Mitnehmerriemenscheibe **124** und die innere Hülse **124** drehend antreibt. Folglich bewirkt eine Drehung der Antriebsriemenscheibe **130** mittels des Motors **126** je nach Drehrichtung der Antriebsriemenscheibe **130** und der inneren Hülse **116** eine Aufwärts- bzw. Abwärtsbewegung der Schraubengewindewelle **118**. Durch das Anheben und Absenken der Schraubengewindewelle **118** und des Sensors **24** wird der durch den Sensor **24** auf die Haut oberhalb der darunterliegenden Arterie ausgeübte Andruck mittels des Motors **126** gesteuert und kontinuierlich variiert. Ein solches Zusammenwirken zwischen dem Sensor **24** und der darunterliegenden Arterie ermöglicht dem Blutdruck-Überwachungssystem **10** eine bessere Messung des Blutdruckes.

[0063] Der Wulstrand **134** weist eine zentrale Bohrung **158** und eine konvexe Oberfläche **160** auf. Die zentrale Bohrung **158** erstreckt sich von einem oberen Ende bis zu einem unteren Ende des Wulstrandes **134**. Die zentrale Bohrung **158** sorgt für eine Preßpassung der äußeren Hülse **108** im Innern des Wulstrandes **134**. Die konvexe Oberfläche **160** steht kraftschlüssig mit der Buchse **136** in Verbindung, um die Sensoreinheit **14** in Position zu halten. Die konvexe Oberfläche **160** des Wulstrandes **134** ermöglicht ferner eine Orientierung der Sensoreinheit **14** in einer korrekten Position für einen exakten Betrieb.

[0064] Die Buchse **136** ist im wesentlichen rechteckförmig ausgebildet und mit dem Rahmen **46** des Sensorträgers **18** verbunden. Die Buchse **136** weist eine konkave Bohrung **162** auf.

[0065] Die Konkave Bohrung **162** steht mit der konvexen Oberfläche **160** des Wulstrandes **134** in Verbindung, um die Positionierung des Wulstrandes **124** in der Buchse **136** zu führen, so daß die Sensoreinheit **14** während des Betriebs korrekt ausgerichtet werden kann.

[0066] Der Sensor **24** gewährleistet eine kontinuierliche, äußere Messung des Blutdruckes in einer darunterliegenden Arterie. Da der Sensor **24** den Blutdruck in einer nicht invasiven Weise erfaßt, läßt sich der Blutdruck bei geringeren Kosten und ohne medizinische Risiken messen. Ferner ermöglicht der Sensor **24** eine kontinuierliche Messung des Blutdruckes. Weil der Sensor **24** gegenüber einer größeren Manschette, wie sie bei der oszillometrischen und auskultatorischen Methode zum Einsatz gelangt, verhältnismäßig klein ist, bewirkt der Sensor **24** einen Andruck nur auf einen verhältnismäßig kleinen Bereich oberhalb der darunterliegenden Arterie des Patienten. Folglich lassen sich Blutdruckmessungen durchführen, welche der Patient als weniger unangenehm empfindet. Weil der Sensor **24** kein Aufblasen oder Ablassen von Luft erfordert, können kontinuierlich häufigere Messungen vorgenommen werden. Zugleich stellt der Sensor **24** eine exakte und konsistente Ermittlung des Blutdruckes sicher. Da die Seitenwand **70**, das Diaphragma **74** und das fluidische Verbindungsmedium **76** des Sensors **24** eine große Abtastfläche bilden, über welche Blutdruckimpulse an den Meßwandler **66** übertragbar sind, ist der Sensor **24** nicht so stark von einer exakten Positionierung

des Meßwandlers **66** oberhalb der darunterliegenden Arterie abhängig. Folglich weist der Sensor **24** eine erhöhte Toleranz gegenüber Bewegungen des Patienten während der Aufnahme von Messungen auf. Überdies wird die Ausbildung von ungleichmäßigen Druckgradienten über den Meßwandler **66** verhindert, da die Seitenwand **70** des Sensors **24** durch Blutdruckimpulse bewirkte Kräfte in Parallelrichtung zu der darunterliegenden Arterie dämpft bzw. absorbiert. Schließlich übt die Seitenwand **70** des Sensors **24** auch einen Andruck auf das die Arterie umgebende Gewebe aus, um die durch das Gewebe ausgeübten Kräfte zu neutralisieren bzw. auszugleichen. Der Sensor **24** stellt folglich eine konsistentere und genauere Erfassung des Blutdruckes sicher.

[0067] In **Fig.** 5 ist eine Schnittansicht einer zu dem Sensor **24** gemäß **Fig.** 4 alternativen Ausführungsform (Sensor **180**) dargestellt. Aus Gründen einer einfachen Veranschaulichung sind die Elemente des Sensors **180**, welche den Elementen des Sensors **24** entsprechen, mit denselben Bezugszeichen versehen. Der Sensor **180** umfaßt einen Meßwandler **66**, einen Flansch **182**, eine Seitenwand **184**, ein Diaphragma **1876** und ein fluidisches Verbindungsmedium **188**. Wie oben erläutert, ist der Meßwandler **66** an einem Schwenkblockzapfen **62** befestigt und weist einen Meßwandlerträger **94** sowie ein Meßwandlerelement **9** auf. Der Meßwandlerträger **94** ist an dem Flansch **182** festgelegt und trägt das Meßwandlerelement **96**.

[0068] Das Meßwandlerelement **96** ist aus dem Stand der Technik bekannt und umfaßt eine Abtastfläche **100**. Die Abtastfläche **100** ist gegenüber von dem fluidischen Verbindungsmedium **188** übertragenen Druckänderungen empfindlich. Das Meßwandlerelement **96** weist bevorzugt eine piezoresistive Sensorbrücke auf. Das Meßwandlerelement **96** erfaßt die Blutdruckimpulse einer darunterliegenden Arterie des Patienten und überträgt die erfaßten Blutdruckimpulse über das Kabel **15** zum Zwecke der Messung und Analyse an die Bildschirmeinheit **16** (in **Fig.** 5 nicht dargestellt).

[0069] Der Flansch **182** ist zwischen dem Meßwandler **66** und der Seitenwand **184** angeordnet und umfaßt eine Platte **190**, ein Oberteil **192**, einen äußeren Ring **194**, einen oberen Einsatz **196** und einen unteren Einsatz **198**. Die Platte **190** besteht im wesentlichen aus einem flachen Ringmanschette. Die Platte **190** ist umfangsseitig mit dem unteren Abschnitt des Meßwandlerträgers **94** des Meßwandlers **66** starr verbunden. Die Platte **190** sorgt für einen Haltebereich zum Festlegen des Meßwandlers **66** an dem Oberteil **192**.

[0070] Das Oberteil **192** ist von einer im wesentlichen flachen, ringförmigen Plattform, Basis oder Stütze gebildet und mit einer Ausnehmung **200**, einer Bohrung **202** und einer Schulter **204** ausgestattet. Die Ausnehmung **200** erstreckt sich in eine obere Fläche des Oberteils **192** und weist vorzugsweise eine Form auf, welche mit der Form der Platte **190** nahezu identisch ist. Die Ausnehmung **200** ermöglicht der Platte und dem Meßwandler **66** eine starre Befestigung und Zentrierung an dem Oberteil **192**.

[0071] Die Bohrung **202** erstreckt sich von einer unteren Fläche des Oberteils **192** zu der oberen Fläche des Oberteils **192** hindurch. Die Bohrung **202** ist vorzugsweise bezüglich der Abtastfläche **100** des Meßwandlerelementes **96** koaxial angeordnet. Die Bohrung **202** weist einen Durchmesser auf, dessen Abmessungen zur Aufnahme des oberen Einsatzes **196** geeignet sind.

[0072] Die Schulter **204** ist von nach außen vorstehenden Enden gebildet, welche sich entlang dem Außendurchmesser des Oberteils **192** nahe der oberen Fläche erstrecken. Die Schulter **204** und der Außendurchmesser des Oberteils **204** sind derart dimensioniert, um den äußeren Ring **194** aufzunehmen und an diesem anzugreifen. Die Schulter **204** begrenzt eine unbeabsichtigte Aufwärtsbewegung des äußeren Rings **194** und bietet eine zusätzliche Fläche zur sicheren Befestigung des äußeren Rings **194**.

[0073] Der äußere Ring **194** besteht im wesentlichen aus einem kreisförmigen Ring mit einem hinreichend großen Innendurchmesser, um das Oberteil **192** unterhalb der Schulter **204** aufzunehmen. Der Ring **194** steht mit dem Außenumfang des Oberteils **192** unterhalb der Schulter **204** in Verbindung, um die zwischen diesen gehaltene Seitenwand **184** teilweise abzustützen. Der äußere Ring **194** ist vorzugsweise mittels Kleber an dem Oberteil **192** und der Seitenwand **184** festgelegt. Stattdessen kann der äußere Ring **194** um den Umfang des Oberteils und der Seitenwand **184** mittels Preßpassung befestigt sein.

[0074] Der obere Einsatz **196** ist von einem im wesentlichen zylinderförmigen Glied mit einem Absatz oder einem Holm **206** und einer Bohrung **208** gebildet. Eine äußere Fläche oder ein Umfang des Einsatzes **196** steht unter Bildung des Holmes **206** nach außen vor. Der Holm **206** steht mit der unteren Fläche des Oberteils **192** in Verbindung, um die teilweise zwischen dem Oberteil **192** und dem Holm **206** gehaltene Seitenwand **184** abzustützen. In bevorzugter Ausführung ist der Einsatz von Kleber zwischen der unteren Fläche des Oberteils **192** und dem Holm **206** vorgesehen, um den Abschnitt der zwischen diesen gehaltenen Seitenwand **184** starr zu befestigen. Stattdessen kann der Holm **206** mittels Preßpassung gegen die untere Fläche des Oberteils **192** festgelegt sein, um die Seitenwand **184** zu befestigen und abzustützen. Der Holm **206** unterteilt ferner den Außenumfang des Einsatzes **196** in zwei Abschnitte, nämlich in einen oberen Abschnitt **210** und einen unteren

Abschnitt **212**. Der obere Abschnitt **210** paßt in die Bohrung **202** des Oberteils **192**. Der obere Abschnitt **210** weist vorzugsweise eine Höhe auf, welche etwa der Dicke des Oberteils **192** zwischen der unteren Fläche des Oberteils **192** und der Ausnehmung **200** entspricht, so daß der Einsatz **196** mit der unteren Fläche des Meßwandlerträgers **94** in Verbindung steht. Der obere Abschnitt **210** ist innerhalb des Bohrung **202** bevorzugt mittels Kleber an dem Oberteil **192** befestigt. Der untere Abschnitt **212** erstreckt sich unterhalb des Holmes **206**. Der untere Abschnitt **212**, der Holm **206** und die Seitenwand **184** bilden einen Expansionsraum **214**. Der Expansionsraum **214** ermöglicht dem Diaphragma **186** eine anfängliche Formänderung, während er eine nur geringe Volumenänderung erfährt.

[0075] Die Bohrung **208** erstreckt sich durch den Einsatz **196** hindurch und enthält teilweise das fluidische Verbindungsmedium **188**. Die Bohrung **208** weist einen Durchmesser mit solchen Abmessungen auf, um den unteren Einsatz **198** aufzunehmen.

[0076] Der untere Einsatz **198** ist von einem dünnen, länglichen, runden Ring mit einer Bohrung **216** und einer unteren Lippe **218** gebildet. Die Bohrung **216** erstreckt sich durch den unteren Einsatz **198** hindurch und enthält teilweise das fluidische Verbindungsmedium **188**. Die Lippe **218** steht von einem unteren Ende des Einsatzes **198** nach außen vor. Der untere Einsatz **198** paßt in die Bohrung **208** des oberen Einsatzes **196**, bis die Lippe **218** an einem unteren Rand des oberen Einsatzes **196** zur Anlage gelangt. Der untere Einsatz **198** ist vorzugsweise mittels Kleber an dem oberen Einsatz **196** befestigt. Stattdessen kann der untere Einsatz **198** mittels Preßpassung in dem oberen Einsatz **196** festgelegt sein. Die Lippe **218** des unteren Einsatzes **198** steht mit dem oberen Einsatz **196** in Verbindung, um das zwischen der Lippe **218** und dem oberen Einsatz **196** angeordnete Diaphragma **186** zu halten.

[0077] Der Flansch **182** dient als Basis oder Tragstruktur, an welcher der Meßwandler **66**, die Seitenwand **184** und das Diaphragma **186** befestigt sind. Da die Platte **190**, das Oberteil **192**, der äußere Ring **194**, der obere Einsatz **196** und der untere Einsatz **198** des Flansches **182** sämtlich miteinander verbunden sind und aneinander angreifen, um den Meßwandler **66**, die Seitenwand **184** und das Diaphragma **186** zu befestigen, ermöglicht der Flansch eine einfache Herstellung des Sensors **180** und eine Montage bei geringeren Kosten und kürzeren Fertigungszeiten.

[0078] Die Seitenwand **184** trägt den Meßwandler **66** und hält diesen oberhalb der darunterliegenden Arterie auf Abstand und umfaßt eine obere Seitenwand bzw. einen oberen Ring **220** und eine untere Seitenwand bzw. einen unteren Ring **222**. Der obere Ring **220** besteht im wesentlichen aus einem runden, kompressiblen Ring, welcher zwischen dem Oberteil **192** des Flansches **182** und dem unteren Ring **222** angeordnet ist. Der obere Ring **220** ist vorzugsweise aus einer im wesentlichen kreisförmigen Lage **221** eines nachgiebigen Materials, wie Vinyl, gebildet und teilweise mit Fluid **225** befüllt. Die Lage **221** besitzt eine Öffnung mit solchen Abmessungen, daß sie um den oberen Abschnitt **210** des oberen Einsatzes **196** paßt. Die Lage **221** umfaßt einen äußeren Randabschnitt **224** und einen inneren Randabschnitt **226**. Der äußere Randabschnitt **224** ist zwischen dem äußeren Ring **194** und dem Oberteil **192** aufgenommen und dort gehalten. Der innere Randabschnitt **226** ist zwischen dem Oberteil **192** und dem Holm **206** des oberen Einsatzes **196** aufgenommen und dort gehalten. Folglich bildet der Ring **220** eine kontinuierliche Ringkammer, welche teilweise mit Fluid **225** befüllt ist. Da der obere Ring **220** aus einem nachgiebigen Material gebildet und nur teilweise mit Fluid **225** befüllt ist, ist der obere Ring **220** kompressibel, so daß er zur Anpassung an die Anatomie des die darunterliegende Arterie umgebenden Gewebes des Patienten in der Lage ist. Folglich kann der Abstand zwischen dem Oberteil **192** und der Anatomie des Patienten um den Umfang der Seitenwand **184** entsprechend der Kontur der Anatomie des Patienten variieren. Ferner wird der Druck um den Umfang des Rings **220** um die Anatomie des Patienten ausgeglichen, da das Fluid **225** durch und um den Ring **220** herum fließen kann.

[0079] Die untere Seitenwand bzw. der untere Ring **222** besteht im wesentlichen aus einem runden, kompressiblen und nachgiebigen Ring und ist vorzugsweise aus einem Schaumstoff oder aus einem anderen Dämpfungsmaterial, wie einem offenzelligen oder einem geschlossenzelligen Schaum, gebildet. Der untere Ring **222** ist um den oberen Ring **221**, zwischen diesem und dem Diaphragma **186** angeordnet. Der untere Ring **222** ist von dem fluidischen Verbindungsmedium **188** isoliert. Weil der untere Ring **222** aus einem kompressiblen Material gebildet ist, absorbiert und dämpft der Ring **22** in Parallelrichtung zu der darunterliegenden Arterie wirkende Kräfte, welche durch die Blutdruckimpulse auf den Sensor **180** ausgeübt werden, wenn die Blutdruckimpulse des Sensor **180** überqueren. Da der untere Ring **222** von dem fluidischen Verbindungsmedium **188** isoliert ist, können die von dem Ring **222** absorbierten oder aufgenommenen Kräfte nicht an das fluidische Verbindungsmedium **188** übertragen werden. Stattdessen werden diese Kräfte über den unteren Ring **222** und den oberen Ring **220** an das Oberteil **192** übertragen. Da dieser Übertragungsweg von dem fluidischen Verbindungsmedium **188** getrennt bzw. separiert ist, ist das fluidische Verbindungsmedium **188** von den genannten Kräften isoliert. Überdies bewirkt der untere Ring **222** auch einen Andruck auf das die Arterie umgebende Gewebe, um die durch das Gewebe aus-

geübten Kräfte zu neutralisieren bzw. auszugleichen.

[0080] Selbstverständlich kann der untere Ring **222** den aktiven Bereich **240** in alternativer Ausgestaltung teilweise umgeben.

[0081] Das Diaphragma **186** ist von einem im wesentlichen ebenen, glatten Beutel, vorzugsweise aus einer oberen Diaphragmalage **230** und einer unteren Diaphragmalage **232**, gebildet. Die obere Diaphragmalage **230** weist eine ringförmige Lage aus einem nachgiebigen Material mit einem inneren Abschnitt **234**, einem mittleren Abschnitt **235**, einem äußeren Abschnitt **236** und einem inneren Durchmesser mit solchen Abmessungen auf, daß er um den unteren Einsatz **198** paßt. Der innere Abschnitt **234** ist zwischen der Lippe **218** des unteren Einsatzes **198** und dem unteren Rand des oberen Einsatzes **218** aufgenommen und dort gehalten, um das Diaphragma **186** an dem Flansch **182** zu befestigen. Der innere Abschnitt **234** ist vorzugsweise mittels Kleber zwischen der Lippe **218** und dem oberen Einsatz **196** festgelegt.

[0082] Der mittlere Abschnitt **235** ist zwischen dem inneren Abschnitt **234** und dem äußeren Abschnitt **236** angeordnet. Der mittlere Abschnitt **235** ist an den Expansionsraum **214** angrenzend angeordnet und von den Ringen **220**, **222** der Seitenwand **184** isoliert. Da der mittlere Abschnitt **235** an den Expansionsraum **214** angrenzend angeordnet ist, ist der mittlere Abschnitt **235** zu einer anfänglichen Aufwärtsbewegung in Richtung des Expansionsraums **214** in der Lage, während sich die Seitenwand **184** und das Diaphragma **186** an die die darunterliegende Arterie umgebende Anatomie des Patienten anpassen, wobei die das fluidische Verbindungsmedium **188** enthaltende Kammer nur eine geringe Volumenänderung erfährt. Während der untere Ring **222** gegen die die Arterie umgebende Anatomie des Patienten angedrückt wird, um die durch das Gewebe bewirkten Kräfte zu neutralisieren bzw. auszugleichen, wird auch das Diaphragma **186** komprimiert. Da jedoch der mittlere Abschnitt **235** in der Lage ist, in den Expansionsraum **214** hinein gebogen zu werden, erfährt die das fluidische Verbindungsmedium **188** aufnehmende Kammer keine große Volumenabnahme und keine entsprechend große Druckzunahme. Der Sensor **180** ermöglicht folglich das Aufbringen einer größeren Andruckkraft auf die Anatomie des Patienten mittels der Seitenwand **184**, um das die Arterie umgebende Gewebe zu neutralisieren, ohne eine entsprechend große Druckänderung in der das fluidische Verbindungsmedium **188** aufnehmenden Kammer zu bewirken, wenn sich die Höhe der Seitenwand **184** verändert. Auf diese Weise ist mittels des Sensors **180** eine konsistentere und genauere Messung des Blutdruckes möglich.

[0083] Der äußere Abschnitt **236** umfaßt den äußersten Rand der oberen Diaphragmalage **230**. Der äußere Abschnitt **236** erstreckt sich im Innern und außenseitig jenseits des unteren Rings **222** der Seitenwand **184**. Der äußere Abschnitt **236** ist vorzugsweise nicht mit einer unteren Fläche des Rings **222** verbunden oder gekoppelt. Der äußere Abschnitt **236** der oberen Diaphragmalage **230** ist mit der unteren Diaphragmalage **232** in einem Abstand im Bereich des Innendurchmessers des unteren Rings **222** der Seitenwand **184** verbunden, so daß der mittlere Abschnitt nicht mit dem Ring **222** der Seitenwand **184** in Kontakt steht. Um den mittleren Abschnitt **235** zusätzlich vor einem Kontakt mit dem unteren Ring **222** zu bewahren, ist der mittlere Abschnitt **235** bevorzugt aus einem nachgiebigen Material mit einer hinreichenden Steifigkeit gefertigt, um ein Ausbiegen des mittleren Abschnittes **235** nach außen unter Kontakt mit dem Ring **222** zu verhindern.

[0084] Die untere Diaphragmalage **232** umfaßt eine im wesentlichen kreisförmige Lage eines nachgiebigen Materials, welches zur Übertragung von Kräften von einer äußeren Fläche an eine innere Fläche der Lage **232** geeignet ist. Die Lage **232** ist mit der oberen Diaphragmalage **230** verbunden und zur Positionierung über der Anatomie des Patienten oberhalb der darunterliegenden Arterie ausgebildet. Die untere Diaphragmalage **232** weist einen inaktiven Bereich bzw. Umfangsrand **238** und einen aktiven Bereich **240** auf. Der Umfangsrand **238** bildet denjenigen Bereich der Lage **232**, in welchem die obere Diaphragmalage **230**, nämlich der äußere Abschnitt **236**, mit der unteren Diaphragmalage **232** verbunden ist. Da der Umfangsrand **238** und der äußere Abschnitt **236** im wesentlichen zwei miteinander verbundene Lagen aus einem nachgiebigen Material aufweisen, werden Kräfte in Parallelrichtung zu der darunterliegenden Arterie über den Umfangsrand **238** und den äußeren Abschnitt **236** übertragen und durch das nachgiebige Material des Rings **222** gedämpft. Ferner wird dem Umfangsrand **238**, dem äußeren Abschnitt **236** und dem aktiven Bereich **240** ein Verbiegen nach innen ermöglicht, um sich besser an die Anatomie des die darunterliegende Arterie umgebenden Gewebes des Patienten anzupassen, da sich der Umfangsrand **238** und der äußere Abschnitt **236** vorzugsweise jenseits des Rings **222** der Seitenwand **184** nach außen erstrecken und nicht starr an dem Ring **222** befestigt sind.

[0085] Der aktive Bereich **240** ist von dem Abschnitt der unteren Diaphragmalage **232** gebildet, welcher nicht mit der oberen Diaphragmalage **230** verbunden ist. Der aktive Bereich **240** ist unterhalb und innerhalb des Innendurchmessers des Rings **222** der Seitenwand **184** angeordnet. Der aktive Bereich **240** des Diaphragmas **186** bildet den aktiven Bereich des Sensors **180**, welcher Druckimpulse empfängt und an den Meßwandler **66** überträgt. Der aktive Bereich **240** des Diaphragmas **186**, der mittlere Abschnitt **235**

der oberen Diaphragmalage **230**, die Bohrung **216** des unteren Einsatzes **198** und die Bohrung **208** des oberen Einsatzes **196** bilden die Übertragungskammer **242**.

[0086] Die Übertragungskammer **242** umfaßt einen länglichen Fluiddurchlaß bzw. -raum, welcher sich von dem aktiven Bereich **240** des Diaphragmas **186** über die Bohrungen **208**, **216** zu der Abtastfläche **100** des Meßwandlerelementes **96** erstreckt. Die Übertragungskammer **242** ist von der Seitenwand **184** isoliert. Die Übertragungskammer **242** enthält das fluidische Verbindungsmedium **188**.

[0087] Das fluidische Verbindungsmedium **188** ist bevorzugt von einem Gel gebildet, obgleich das fluidische Verbindungsmedium **188** auch von einem beliebigen Fluid oder einer beliebigen Flüssigkeit gebildet sein kann, welches bzw. welche zur Übertragung von Druck von dem Diaphragma **186** an den Meßwandler **66** geeignet ist. Das fluidische Verbindungsmedium **188** verbindet den aktiven Bereich **240** des Diaphragmas **186** mit dem Meßwandler **86** und überträgt die Blutdruckimpulse von dem aktiven Bereich **240** an die Abtastfläche **100** des Meßwandlerelementes **96**. Da das fluidische Verbindungsmedium **188** im Innern der von der Seitenwand **184** isolierten Übertragungskammer **242** aufgenommen ist, überträgt das fluidische Verbindungsmedium **188** keine Blutdruckimpulse in Parallelrichtung zu der darunterliegenden Arterie, keine von dem die darunterliegende Arterie umgebenden Gewebe bewirkten Kräfte und auch keine weiteren Kräfte, welche von der Seitenwand **184** des Meßwandlers **66** absorbiert werden. Auf diese Weise sorgt der Sensor **180** für eine genauere Messung und Erfassung des arteriellen Blutdruckes.

[0088] Ebenso wie der Sensor **24** ermöglicht auch der Sensor **180** eine kontinuierlich, äußere Messung des Blutdruckes in einer darunterliegenden Arterie. Da der Sensor **180** den Blutdruck in einer nicht invasiven Weise erfaßt, läßt sich der Blutdruck bei geringeren Kosten und ohne medizinische Risiken messen. Ferner ermöglicht der Sensor **180** eine kontinuierliche Messung des Blutdruckes. Weil der Sensor **180** gegenüber einer größeren Manschette, wie sie bei der oszillometrischen und auskultatorischen Methode zum Einsatz gelangt, verhältnismäßig klein ist, bewirkt der Sensor **180** einen Andruck nur auf einen verhältnismäßig kleinen Bereich oberhalb der darunterliegenden Arterie des Patienten. Folglich lassen sich Blutdruckmessungen durchführen, welche der Patient als weniger unangenehm empfindet. Weil der Sensor **180** kein Aufblasen oder Ablassen von Luft erfordert, können kontinuierlich häufigere Messungen vorgenommen werden.

[0089] Darüber hinaus paßt sich der Sensor **180** besser an die Anatomie des Patienten an, so daß es der Patient als angenehmer empfindet und eine konsistentere und genauere Messung des Blutdruckes erzielt werden kann. Da der Fing **222** kompressibel und teilweise mit Fluid befüllt ist, paßt sich der Ring **222** besser an die Anatomie des Patienten an und gleicht den um den Umfang des Rings **222** auf die Anatomie des Patienten ausgeübten Andruck aus. Auch weil der untere Ring **222** kompressibel und das Diaphragma **186** nachgiebig und zu einer Biegung bzw. Deformierung nach innen in der Lage ist, passen sich der untere Ring **222** und das Diaphragma **186** besser an die Anatomie des Patienten an. Zugleich erfährt der Sensor **180** jedoch keinen großen, plötzlichen Druckanstieg in der Übertragungskammer **242**, wenn der untere Ring **222** und das Diaphragma **186** gegen die Anatomie des Patienten angedrückt werden. Der obere Ring **220** und der untere Ring **222** üben eine Kraft auf die Anatomie des Patienten aus, um die durch das die darunterliegende Arterie umgebende Gewebe ausgeübten Kräfte zu neutralisieren. Da sowohl der Ring **220** als auch der Ring **222** kompressibel ist, wird die Höhe der Seitenwand **184** verringert, wenn die Seitenwand **184** gegen den Patient angedrückt wird. Folglich wird auch das Diaphragma **186** komprimiert. Weil der mittlere Abschnitt **235** der oberen Diaphragmalage **230** eine Aufwärtsbewegung in den Expansionsraum **214** hinein ausführen kann, erfährt die teilweise von dem Diaphragma **186** begrenzte Übertragungskammer **242** jedoch keine große Volumenverminderung und keinen entsprechend großen Druckanstieg. Folglich läßt sich mittels der Seitenwand **184** ein größerer Andruck auf die Anatomie des Patienten ausüben, ohne einen entsprechend großen, Meßfehler verursachenden Druckanstieg im Innern der Übertragungskammer **242** infolge der Höhenveränderung der Seitenwand **184** und der Formänderung des Diaphragmas **186** zu verursachen.

[0090] Zugleich stellt der Sensor **180** eine exakte und konsistente Ermittlung des Blutdruckes sicher. Da die Seitenwand **184**, das Diaphragma **186** und das fluidische Verbindungsmedium **188** des Sensors **180** eine große Abtastfläche bilden, über welche Blutdruckimpulse an den Meßwandler **66** übertragbar sind, ist der Sensor **180** nicht so stark von einer exakten Positionierung des Meßwandlers **66** oberhalb der darunterliegenden Arterie abhängig. Folglich weist der Sensor **180** eine erhöhte Toleranz gegenüber Bewegungen des Patienten während der Aufnahme von Messungen auf.

[0091] Überdies erreicht der Sensor **180** einen Druckgradient von gleich null über die aktive Fläche bzw. über den aktiven Bereich **240** des Sensors und erreicht der Sensor **180** einen Druckgradient von gleich null zwischen dem Meßwandler **66** und der darunterliegenden Arterie, wobei Druckimpulse in Parallelrichtung zu der Abtastfläche des Sensors abgeschwächt bzw. gedämpft und durch das die darunter-

liegende Arterie umgebende Gewebe bewirkte Kräfte neutralisiert werden. Der Sensor **180** steht über den Umfangsrand **238** und den aktiven Bereich **240** mit der Anatomie des Patienten in Kontakt und übt auf diesen einen Andruck aus. Indes entspricht der Druck im Innern der Übertragungskammer **242** im wesentlichen dem über den aktiven Bereich **240** bewirkten Druck. Die übrigen, durch den Sensor **180** über den Umfangsrand **238** bewirkten Kräfte, welche die durch das die darunterliegende Arterie umgebende Gewebe bewirkten Kräfte neutralisieren bzw. ausgleichen, werden über die Seitenwand **184** an das Oberteil **192** übertragen. Auf diese Weise sorgt die Geometrie und der Aufbau des Sensors **180** für ein geeignetes Verhältnis der Drucke zwischen dem Umfangsrand **238** und dem aktiven Bereich **240**, um das die darunterliegende Arterie umgebende Gewebe zu neutralisieren und den Blutdruck der Arterie exakt messen zu können. Überdies werden Druckimpulse in Parallelrichtung zu der darunterliegenden Arterie, Kräfte des die darunterliegende Arterie umgebenden Gewebes und andere, von der Seitenwand **184** aufgenommene Kräfte nicht von dem fluidischen Verbindungsmedium **188** an den Meßwandler **66** übertragen, weil das fluidische Verbindungsmedium **188** im Innern der Übertragungskammer **242** von der Seitenwand **184** isoliert ist. Folglich erreicht der Sensor **180** auch einen Druckgradient von gleich null zwischen dem Meßwandler **66** und der darunterliegenden Arterie.

[0092] Selbstverständlich kann der Meßwandler **66** in alternativer Ausgestaltung von dem Flansch **182**, der Seitenwand **184** und dem Diaphragma **186** getrennt, beabstandet untergebracht sein. Bei einer solchen Ausgestaltung erstreckt sich die Übertragungskammer **242** von dem aktiven Bereich **240** über ein Leitungsteil, wie ein Rohr, zu der Abtastfläche **100** des Meßwandlerelementes **96**. Das fluidische Verbindungsmedium 188 im Innern der Kammer **242** überträgt den Druck in diesem Fall von dem Diaphragma **186** an das getrennt untergebrachte Meßwandlerelement **96**.

Patentansprüche

1. Sensor (**24**, **180**) zum Messen von Blutdruckimpulsen in einer darunterliegenden, von Gewebe umgebenen Arterie (**44**), wobei die darunterliegende Arterie (**44**) komprimiert wird, wobei der Sensor umfaßt:
– Abtastmittel (**66**, **74**, **76**, **186**, **188**) zum Erfassen des Blutdruckes eines jeden Impulses, wenn der jeweilige Impuls unterhalb des Sensors (**24**, **180**) hindurch. verläuft, sowie
– Beabstandungsmittel (**70**, **72**, **184**, **220**, **222**) zum Beabstanden des Abtastmittels von dem die darunterliegende Arterie umgebenden Gewebe,
wobei das Beabstandungsmittel eine von dem Abtastmittel getrennte, nachgiebige Seitenwand (**70**, **184**) zum Inkontakttreten mit dem die darunterliegende Arterie umgebenden Gewebe umfaßt, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Seitenwand (**70**, **184**) nachgiebig ist.

2. Sensor nach Anspruch 1, wobei das Abtastmittel einen Meßwandler (**66**) aufweist und wobei der Sensor ferner umfaßt:
– ein von dem Meßwandler (**66**) mit Abstand angeordnetes, nachgiebiges Diaphragma (**74**, **186**) mit einem aktiven Bereich (**80**, **240**) zum Übertragen der Blutimpulse in der darunterliegenden Arterie sowie
– ein zwischen dem Meßwandler (**66**) und dem nachgiebigen Diaphragma (**74**, **186**) angeordnetes Übertragungsmittel (**76**, **188**) zum Übertragen der Signale der Blutdruckimpulse in der darunterliegenden Arterie (**44**) an den Meßwandler (**66**).

3. Sensor nach Anspruch 2, wobei das Übertragungsmittel (**76**, **188**) ein fluidisches Verbindungsmedium (**76**, **188**) aufweist.

4. Sensor nach Anspruch 2, wobei das nachgiebige Diaphragma (**74**, **186**) zumindest teilweise eine mit dem Meßwandler (**66**) in Verbindung stehende Übertragungskammer (**79**, **242**) begrenzt, wobei das Übertragungsmittel (**76**, **188**) ein fluidisches Verbindungsmedium (**76**, **188**) in der Übertragungskammer (**79**, **242**) umfaßt und wobei die nachgiebige Seitenwand (**70**, **184**) einen an das nachgiebige Diaphragma (**74**, **186**) angrenzenden Expansionsraum (**214**) begrenzt, so daß die das fluidische Verbindungsmedium (**76**, **188**) enthaltende Übertragungskammer (**79**, **242**) ohne eine entsprechende Veränderung des Volumens und des Druckes formveränderbar ist.

5. Sensor nach einem der Ansprüche 2 bis 4, welcher ein Mittel (**70**, **184**) umfaßt, das den aktiven Bereich (**80**, **240**) zur Dämpfung von durch Blutdruckimpulse auf den Sensor (**24**, **180**) bewirkten Kräften in Parallerichtung zu der darunterliegenden Arterie (**44**) zumindest teilweise umgibt.

6. Sensor nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei das die darunterliegende Arterie (**44**) umgebende Gewebe bei Kompression der darunterliegenden Arterie (**44**) eine Kraft ausübt und wobei das Beabstandungsmittel (**70**, **184**) ferner ein Mittel (**70**, **222**) zum Neutralisieren der von dem die darunterliegende Arterie (**44**) umgebenden Gewebe ausgeübten Kraft aufweist.

7. Sensor nach einem der Ansprüche 2 bis 6, welcher ein Mittel (**70**, **220**) zum Ausgleichen des Druckes um den aktiven Bereich (**80**, **240**) umfaßt.

8. Sensor nach Anspruch 7, wobei das Mittel (**70**, **220**) zum Ausgleichen des Druckes einen den aktiven Bereich (**80**, **240**) umgebenden, nachgiebigen Ring (**220**) mit einer oberen Fläche und einer unteren Fläche aufweist, wobei der Ring (**220**) teilweise mit

einem Fluid (**225**) befüllt ist, so daß der Abstand zwischen der oberen Fläche und der unteren Fläche entlang dem Ring (**220**) veränderbar ist, um sich der Anatomie des die darunterliegende Arterie (**44**) umgebenden Gewebes des Patienten anzupassen.

9. Sensor nach einem der Ansprüche 2 bis 8, wobei die nachgiebige Seitenwand (**70**, **184**) von dem Übertragungsmittel (**76**, **188**) isoliert ist.

10. Sensor nach Anspruch 1, wobei das Abtastmittel einen Meßwandler (**66**), ein nachgiebiges Diaphragma (**74**, **186**) und ein zwischen das nachgiebige Diaphragma (**74**, **186**) und den Meßwandler (**66**) eingebrachtes fluidisches Verbindungsmedium (**76**, **188**) aufweist, und wobei ferner das Beabstandungsmittel eine nachgiebige Wand (**70**, **184**) aufweist, welche oberhalb der Arterie (**44**) gehalten ist, um die Arterie (**44**) zumindest teilweise zu umgeben und mit dem die Arterie (**44**) umgebenden Gewebe in Kontakt zu treten.

11. Sensor nach Anspruch 1, wobei das Abtastmittel einen Druckmeßwertwandler (**66**) zum Erfassen von Blutdruckimpulsen der darunterliegenden Arterie (**44**) mit einer Abtastfläche (**100**), ein von der Abtastfläche (**100**) mit Abstand abgeordnetes, nachgiebiges Diaphragma (**74**, **186**), welches eine mit der Abtastfläche (**100**) des Druckmeßwertwandlers (**66**) in Verbindung stehende Übertragungskammer (**79**, **242**) zumindest teilweise begrenzt, und ein fluidisches Verbindungsmedium (**76**, **188**) in der Übertragungskammer (**79**, **242**) zum Übertragen von Blutdruckimpulsen in der darunterliegenden Arterie (**94**) von dem nachgiebigen Diaphragma (**76**, **186**) an die Abtastfläche (**100**) des Meßwandlers (**66**) aufweist, und wobei ferner das Beabstandungsmittel eine Beabstandungsstruktur (**70**, **184**) aufweist, um den Meßwandler von der darunterliegenden Arterie (**44**) auf Abstand zu halten, und einen an das nachgiebige Diaphragma (**74**, **186**) angrenzenden Expansionsraum (**214**) begrenzt, so daß die das fluidische Verbindungsmedium (**76**, **188**) enthaltende Übertragungskammer (**79**, **242**) ohne eine entsprechende Veränderung des Volumens und des Druckes formveränderbar ist.

12. Sensor nach Anspruch 1, Sensor nach Anspruch 1, wobei das Abtastmittel einen Meßwandler (**66**) zum Erfassen von Blutdruckimpulsen der darunterliegenden Arterie (**44**), wobei der Meßwandler (**44**) mit einer Abtastfläche (**100**) ausgestattet ist, ein nachgiebiges Diaphragma (**74**, **186**) mit einem aktiven Bereich (**80**, **240**) zum Übertragen von Blutdruckimpulsen in der darunterliegenden Arterie (**44**) und ein zwischen das nachgiebige Diaphragma (**74**, **186**) und die Abtastfläche (**100**) des Meßwandlers (**66**) eingebrachtes fluidisches Verbindungsmedium (**76**, **188**) zum Übertragen von Blutdruckimpulsen in der darunterliegenden Arterie (**44**) von dem nachgiebigen Diaphragma (**76**, **186**) an die Abtastfläche (**100**) des Meßwandlers (**66**) aufweist, und wobei ferner die nachgiebige Seitenwand (**70**, **184**) von der Abtastfläche (**100**) des Meßwandlers (**66**) und von dem fluidischen Verbindungsmedium (**76**, **188**) isoliert ist.

13. Sensor nach Anspruch 12, wobei sich die Seitenwand (**70**, **184**) an die Anatomie des die darunterliegende Arterie (**44**) umgebenden Gewebes anpaßt.

14. Sensor nach Anspruch 12, wobei die Seitenwand (**70**, **184**) kompressibel ist.

15. Sensor nach Anspruch 1, wobei das Abtastmittel einen Meßwandler (**66**) zum Erfassen von Blutdruckimpulsen der darunterliegenden Arterie (**44**), wobei der Meßwandler (**44**) mit einer Abtastfläche (**100**) ausgestattet ist, ein nachgiebiges Diaphragma (**74**, **186**) mit einem aktiven Bereich (**80**, **240**) zum Übertragen von Blutdruckimpulsen in der darunterliegenden Arterie (**44**) und ein zwischen die Abtastfläche (**100**) des Meßwandlers (**66**) und das nachgiebige Diaphragma (**74**, **186**) eingebrachtes fluidisches Verbindungsmedium (**76**, **188**) aufweist, und wobei sich ferner die nachgiebige Seitenwand (**70**, **184**) an die Anatomie des die darunterliegende Arterie (**44**) umgebenden Gewebes anpaßt.

16. Sensor nach Anspruch 15, wobei die Seitenwand (**70**, **184**) ein mit Fluid befülltes Glied (**220**) zur Anpassung an die Anatomie des die darunterliegende Arterie (**49**) umgebenden Gewebes umfaßt, wobei das mit Fluid befüllte Glied (**220**) den Druck um die mit dem die Arterie (**44**) umgebenden Gewebe in Kontakt tretende Seitenwand (**70**, **184**) ausgleicht.

17. Sensor nach Anspruch 15, wobei die Seitenwand (**70**, **184**) eine kompressible Wand (**70**, **222**) umfaßt, welche die darunterliegende Arterie (**44**) zumindest teilweise umgibt.

18. Sensor nach Anspruch 17, wobei die kompressible Wand (**70**, **222**) eine geschäumte Wand umfaßt.

19. Sensor nach Anspruch 1, wobei das Abtastmittel umfaßt:
– einen Meßwandler (**66**) mit einer von der Seitenwand (**70**, **184**) mit Abstand angeordneten Abtastfläche (**100**),
– ein nachgiebiges Diaphragma (**74**, **186**) zum Übertragen von Blutdruckimpulsen der darunterliegenden Arterie (**44**) sowie
– ein zwischen der Abtastfläche (**100**) des Meßwandlers (**66**) und dem nachgiebigen Diaphragma (**74**, **186**) angeordnetes fluidisches Verbindungsmedium (**76**, **188**).

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

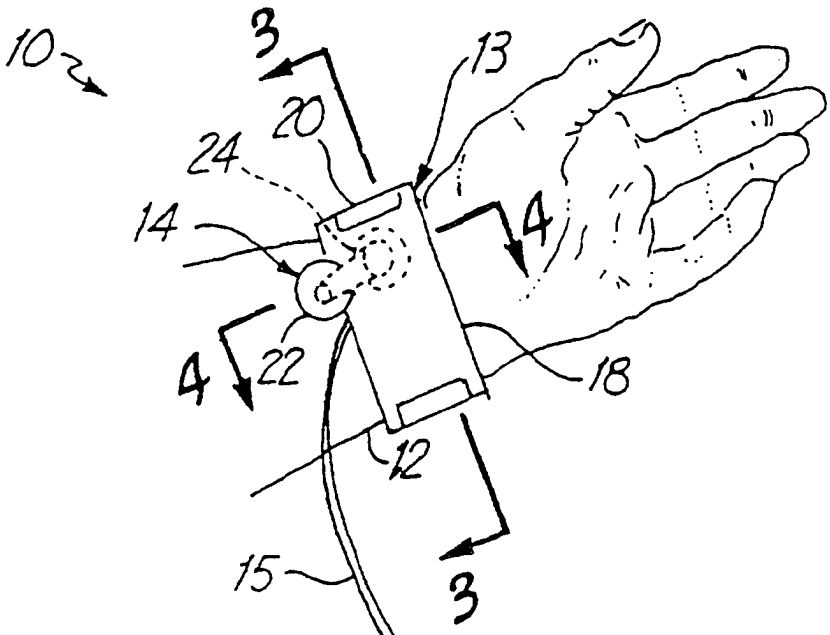
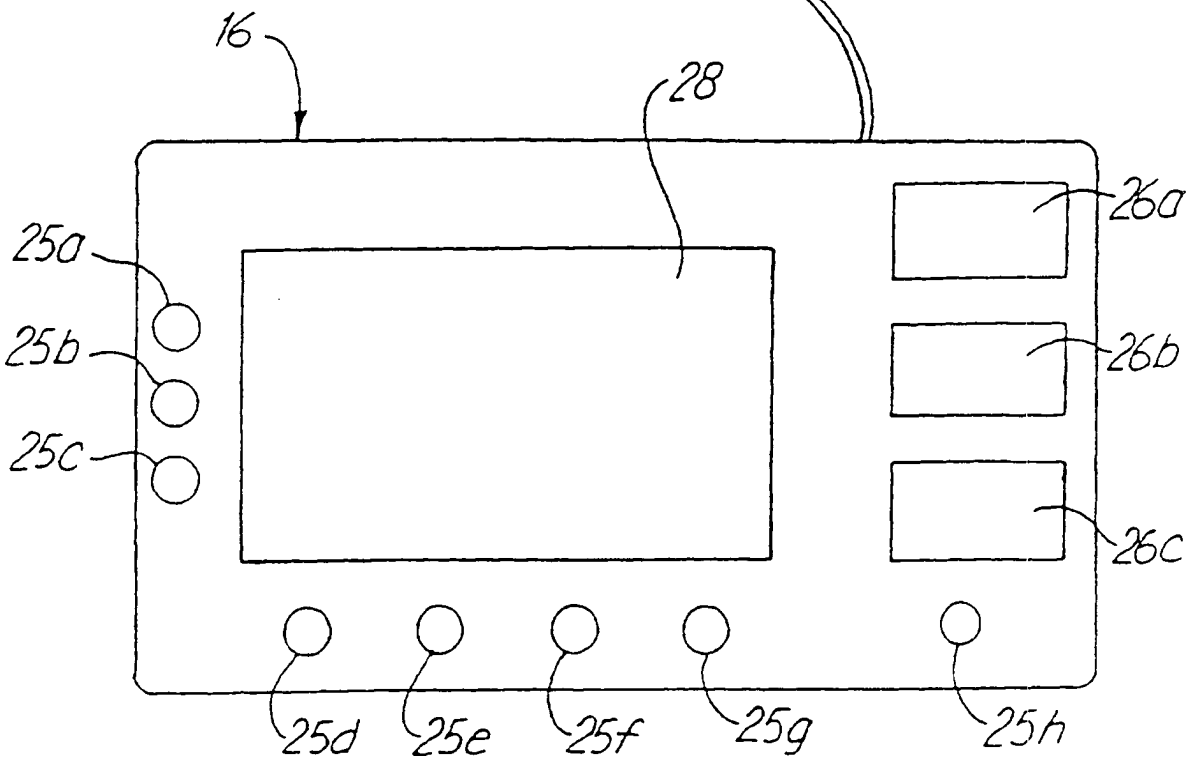


Fig. 1



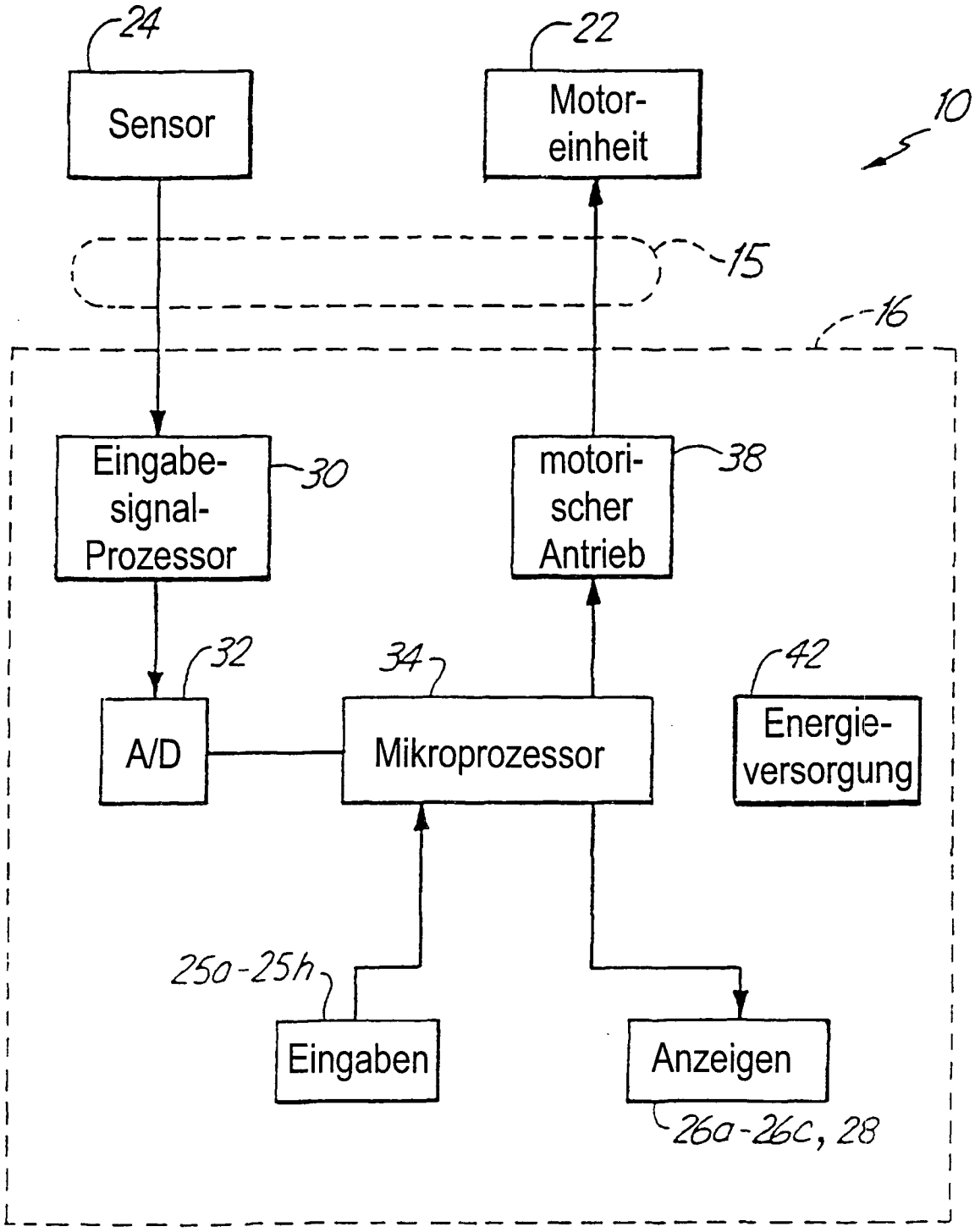

24
Sensor
22
Motor-
einheit
10
15
16
Eingabe-
signal-
Prozessor
30
motori-
scher
Antrieb
38
32
A/D
34
Mikroprozessor
42
Energie-
versorgung
250-25h
Eingaben
Anzeigen
26a-26c, 28

Fig. 2

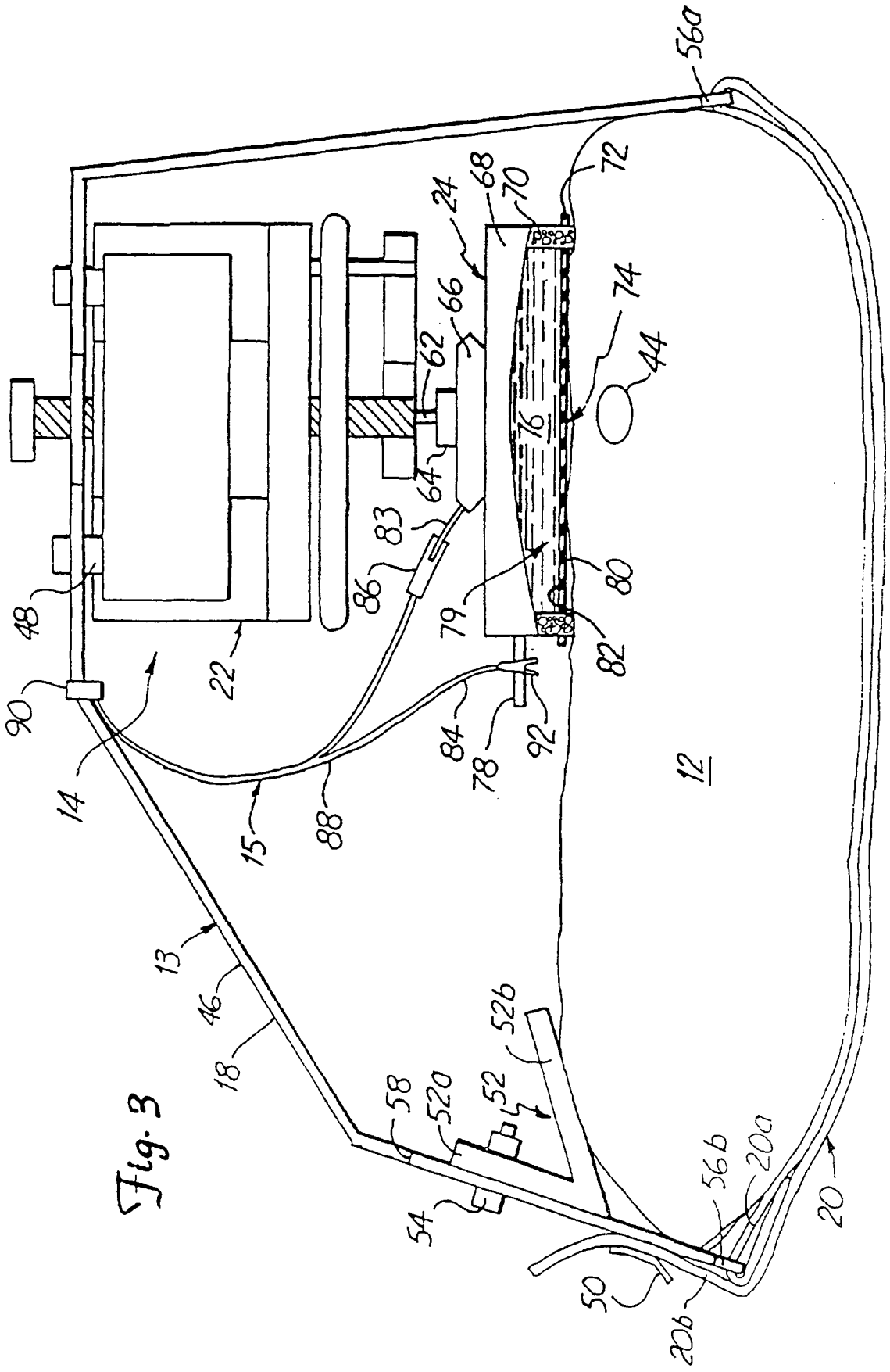

56a
72
68
70
24
66
62
74
44
76
64
83
86
80
79
82
48
22
90
14
15
88
84
78
92
12
13
46
18
52b
58
52a
52
54
56b
20a
20
50
20b

Fig. 3

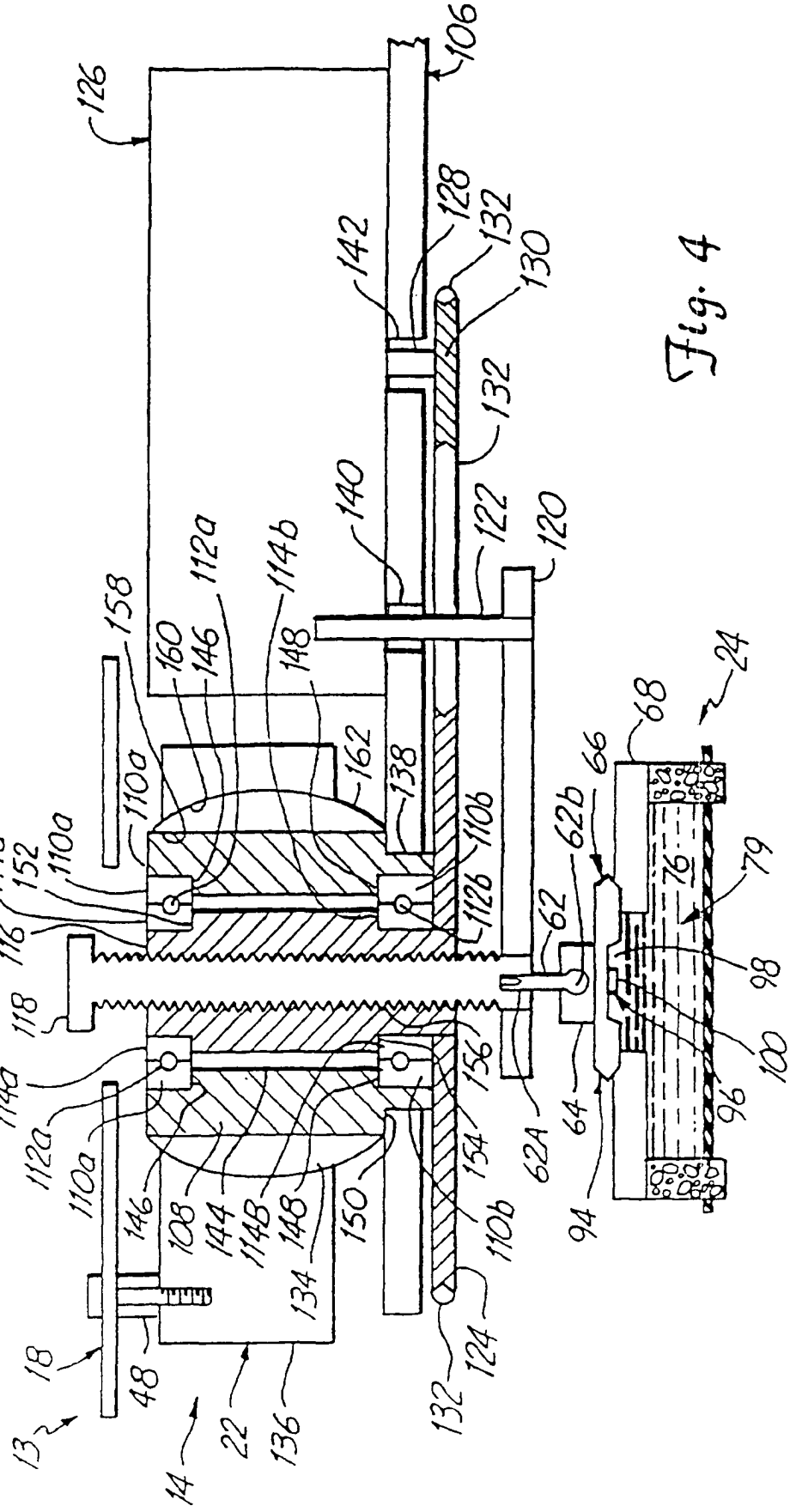
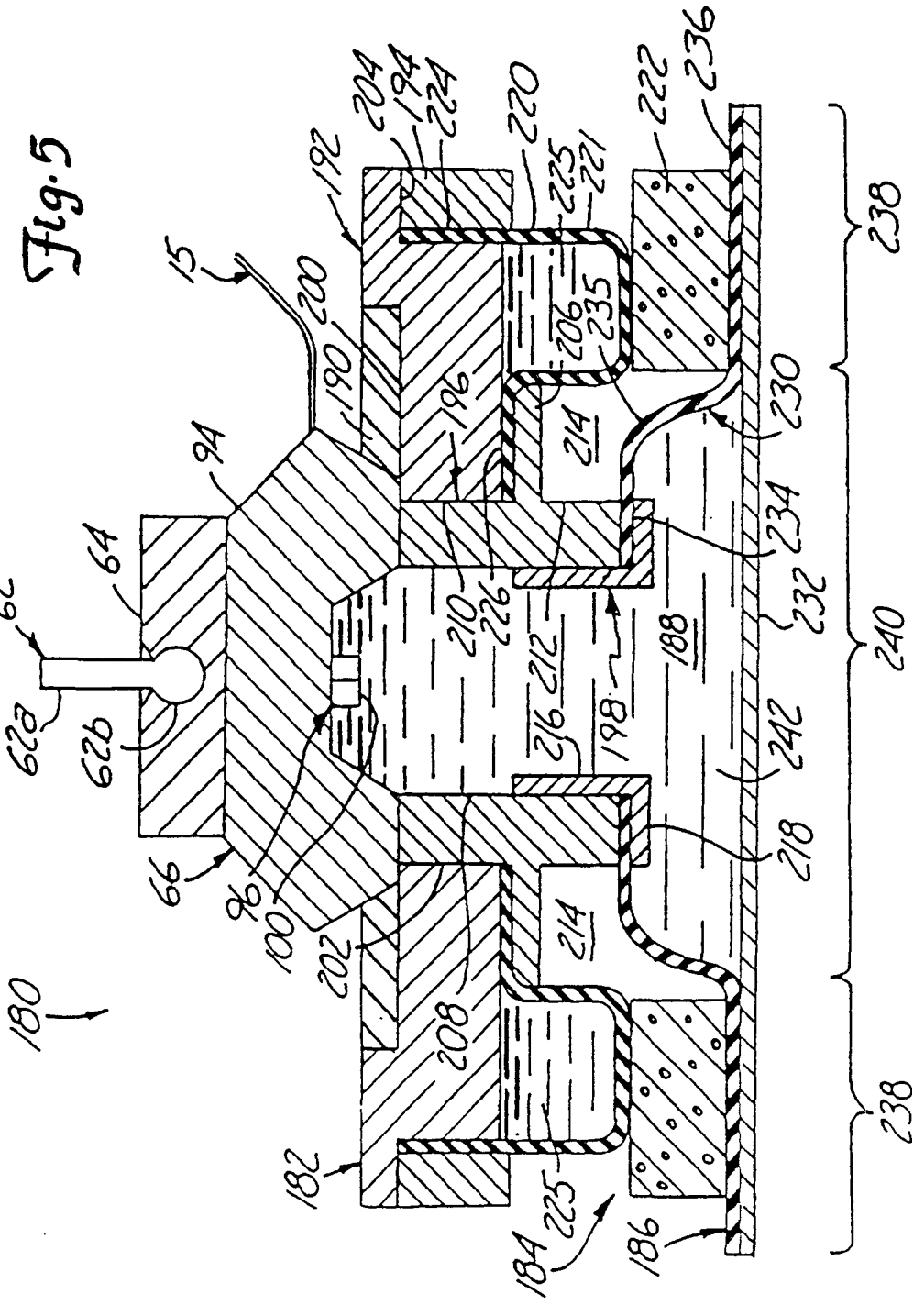

106
126
128
132
130
142
132
140
122
120
158
112a
114b
160
146
148
162
138
110a
110a
114a
152
116
110b
112b
118
62
62b
66
68
24
76
79
98
100
96
64
94
62A
156
154
114a
112a
110a
146
108
144
114B
148
150
134
110b
124
132
18
48
13
14
22
136

Fig. 4

Fig.5


180
182
184
186
188
190
192
194
196
198
200
202
204
206
208
210
212
214
216
218
220
221
222
224
225
226
230
232
234
235
236
238
240
242
15
62
62a
62b
64
66
94
96
100