



österreichisches
patentamt

(10) **AT 413 327 B 2006-02-15**

(12)

Patentschrift

(21) Anmeldenummer: A 2181/99 (51) Int. Cl.⁷: A61B 5/11
(22) Anmeldetag: 1999-12-23
(42) Beginn der Patentdauer: 2005-03-15
(45) Ausgabetag: 2006-02-15

(56) Entgegenhaltungen:
DE 2848198A1 DE 3912993A1
DE 19526406A1

(73) Patentinhaber:
RAFOLT DIETMAR DIPL.ING. DR.
A-8043 GRAZ, STEIERMARK (AT).

(54) HYBRIDSSENSOREN ZUR UNTERDRÜCKUNG VON BEWEGUNGSARTEFAKTEN BEI DER MESSUNG VON BIOMEDIZINISCHEN SIGNALEN

(57) Die gegenständliche Erfindung betrifft eine Anwendung kommen können. Sowohl die Nutz- als auch die Störgrösse kann mehrkanalig erfasst und ausgewertet werden.
Es werden weiters Vorrichtungen mit entsprechenden Hardwarelösungen aufgezeigt, die die Sensorrohsignale zu einem artefaktfreien Signal verarbeiten.
Die Erfassung der Signale erfolgt mit Hilfe eines Hybridsensors, der verschiedene physikalische Aufnehmersysteme integriert, wobei eines der Systeme eine mechanische Kraft- bzw. Druckmessung oder Gewebedeformationsmessung in verschiedenen Varianten und physikalischen Prinzipien darstellt und das andere entsprechend der jeweiligen gesuchten physiologischen Grösse ausgewählt ist. Letzteres ist im konkreten Fall ein optischer Sensor zur Durchführung von Photospektroskopie, Photoplethysmografie oder Sauerstoffsättigungsmessung (Pulsoximetrie), wobei aber prinzipiell auch andere Sensoren, die auf Ankoppelsschwankungen sensibel sind, zur

AT 413 327 B 2006-02-15

DVR 0078018

Die Erfindung betrifft einen Hybridsensor zur Kompensation von Störsignalen, die bei Messung bzw. Aufzeichnung von optischen biomedizinischen Signalen an Geweboberflächen infolge von Schwankungen des Anpressdruckes entstehen, wobei in einem gemeinsamen Sensorgehäuse mehrere verschiedene Aufnehmersysteme untergebracht sind, wovon der eine Sensor
5 ein optischer Sensor zum Messen biomedizinischer physiologischer Signale ist und der zweite Sensor ein Druck- oder Kraftaufnehmer zum Messen des Anpressdruckes des Hybridsensors ist, wobei der Hybridsensor eine optisch durchsichtige Membran oder ein optisch durchsichtiges Füllmedium besitzt, über welches der Anpressdruck auf den Druck bzw. Kraftaufnehmer gekoppelt wird.

Bei der Ableitung von physiologischen Signalen vom menschlichen Körper kommt der mechanischen Ankopplung eines Sensors an die Messoberfläche bezüglich der Signalqualität eine entscheidende Rolle zu. Die meisten Signalformen, die von der Hautoberfläche abgeleitet werden, sind mehr oder weniger Schwankungen der mechanischen Ankopplung, d.h. von Anpressdruckschwankungen sowie vom Spannungszustand der Haut abhängig. Die daraus resultierenden Störungen werden als Bewegungsartefakte bezeichnet.

Während einer klinischen Untersuchung befindet sich der Patient meist in Ruhe, sodass oben genanntes Problem eine untergeordnete Rolle spielt, es sei denn, die durch die Atmung verursachte Bewegung führt bereits zu Artefakten. Es gibt jedoch eine Vielzahl von Messsituationen, in der der Patient sehr wohl mobil ist, wie beispielsweise bei Ergometrie am Fahrrad oder Laufband in einer klinischen Untersuchung, in der Sportmedizin oder bei Messungen beim Patienten zu Hause. Besonders zu erwähnen ist die fetale Pulsoximetrie und die Messung bei Kleinkindern, wo verstärkt mit Bewegungsartefakten gerechnet werden muss.

Aufgrund dieser Bewegungen kommt es zu Änderungen im Anpressdruck und der Hautspannung, zum einen wegen der Maenträgheit des Sensors, zum anderen durch direkt oder über das Anschlusskabel indirekt eingeleitete Kräfte z.B. über darüberliegende Bekleidungsgegenstände. Die Schwankungen können auch im Körper z.B. durch die Muskelkontraktion und daraus resultierenden Muskel- und Sehnenbewegungen entstehen. Die einwirkenden Kräfte können normal oder tangential auf die Haut wirken und erzeugen dabei Anpressdruckschwankungen und Hautspannungsschwankungen. Die veränderte Stellung von Körpersegmenten kann auch ohne Zutun des Sensors Hautspannungen erzeugen. Letztere kann auch durch Eindrücken der Haut durch teilweise Umwandlung der Normalkomponente in eine Tangentialkomponente erzeugt werden (Figur: Hautspg. 1)

Im weiteren kann, wenn der Begriff Anpressdruckschwankung verwendet wird, auch die Änderung der Hautspannung gemeint sein. Als gemeinsamer Begriff für Anpressdruck- und Hautspannungsschwankungen wird auch der Begriff Ankoppelschwankung verwendet.

Die Ankoppelschwankungen und die folglich entstehenden Bewegungsartefakte können ein vielfaches des Nutzsignales sein, nicht zuletzt, weil Sensoren zur Erreichung eines guten Signales nicht zu eng angelegt werden dürfen. Ein zu hoher Vordruck führt unter anderem zu Blutverdrängungseffekten und zu unangenehmen Druckstellen für die Patienten.

Ursachen:

Die Ursache der Abhängigkeit des Signales vom Ankoppelschwankungen liegt beispielsweise in der Gewebeverschiebung und -verdichtung, sowie in der Flüssigkeitsverdrängung in den verschiedenen Gewebeschichten hervorgerufen durch Druck und Spannung auf die Haut. Das betrifft besonders Signalaufzeichnungstechniken, deren Prinzip auf der Plethysmografie, also auf der Messung von Volumsveränderungen aufbauen. Das ist im speziellen die Photoplethysmografie und darauf basierende Anwendungen wie zum Beispiel Pulskurvenaufzeichnung oder Pulsoximetrie. Dabei wird ein Lichtstrahl in das Gewebe geleitet und je nach Methode der reflektierte oder durchgelassene Anteil gemessen. Die Photoplethysmografie misst die Schwan-

kung der Durchblutung, da die Volumsschwankung in den Blutgefäßen unmittelbar die Absorption vom eingestrichenen Licht beeinflusst.

Bei der Photospektrometrie werden Kennwerte und Konzentrationen von verschiedenen Stoffen wie z.B. pH-Wert, Blutgase, Glucose usw. aus dem absorbierten DC-Anteil bei verschiedenen Lichtwellenlängen bestimmt. Die Lichtabsorption und Lichtreflektion wird jedoch in einem hohen Masse vom der Ankopplung des Sensors bestimmt. Die dabei auftretenden möglichen Störungen können das Hundertfache vom Messsignal betragen. Bewegungsartefakte infolge einer Krafteinwirkung auf den Sensor wirken sich daher sehr stark auf den Signalverlauf aus.

HERKÖMMLICHE PROBLEMLÖSUNG

In vielen Fällen werden langsame Störschwankungen im Signal gleichzeitig mit dem sowieso meist vorhandenen, und meist ungewünschten DC-Anteil mittels eines Hochpassfilters eliminiert. Der Nachteil dabei ist, dass schnelle Artefakte, insbesondere wenn sie im Bereich der Nutzsignalfrequenz liegen, nicht mehr vom Filter erfasst werden. Bei bestimmten Messmethoden wie z.B. der Spektrometrie ist der DC-Anteil selbst Gegenstand der Messung, sodass die Möglichkeit der Hochpass-Filterung von vornweg entfällt.

Es gibt nun eine Reihe von mathematischen Methoden, die bei der Signalnachverarbeitung mittels der Kenntnis über die erwarteten Signalformen eine adaptive Filterung vornehmen (z.B. Kallmannfilter) die aber naturgemäss versagen, wenn die Spektralanteile d.h. die Form von Stör- und Nutzsignal zu ähnlich sind (siehe Figur 2 /oben u. Mitte), oder die Form des Signales z.B. bei Pulscurven infolge schlechter Durchblutung oder beispielsweise bei Extrasystolen untypisch wird. Verschiedene Methoden der Mustererkennung scheitern daher oft.

Bisher bekannte geworden sind beispielsweise folgende Vorrichtungen:

Die deutsche Offenlegungsschrift DE 28 48 198 A1 (PIFFL). 8. Mai 1980 (08.05.80) zeigt eine Sensoranordnung zur Blutdruckmessung, wobei zwei elektrisch gegeneinander geschaltene piezoelektrische Sensoren, die fest auf die Haut der darunter liegenden Arterie gepresst werden, derart Verwendung findet, dass der eine Sensor die variable Dehnung der Arterie anzeigt, während der andere, elektrisch gegengeschaltete Sensor die durch die Bewegung des Patienten erzeugten Signale kompensiert werden. Die Sensoren sind in einem gemeinsamen Gehäuse untergebracht.

DE 39 12 993 A1 (NICOLAY), 25. Oktober 1990 (25.10.90) zeigt einen optoelektronischen Sensor, der in einem Gehäuse einen Sender und einen Empfänger untergebracht hat. Der Sensor ist mit einem transparenten Gel auf Silikonbasis vergossen. Ein Druck/Kraftsensor ist nicht zusätzlich vorhanden.

Die deutsche Offenlegungsschrift DE 19526406 A1 (25.1.1996) (GOEBL) zeigt eine Vorrichtung zur Messung von Puls-Wellen-Formen. Es sind 2 Druckmessvorrichtungen vorgesehen, wobei die zweite dazu dient, Kompensationssignale zu messen, die das Signal vom Bewegungsartefakt befreit.

Der Artikel „Neue optische, mechanische und optomechanische Pulssensoren für die nichtinvasive Pulscurvenaufzeichnung an den Akren und grossen Arterien“ von RAFOLT et. al. In: Biomedizinische Technik, Band 57, Ergänzungsband 1, 1992 zeigt einen Drucksensor zur Messung des Störsignales, der über eine transparente Silikongelschicht an die Haut angekoppelt wird und an dessen Rückseite ein optischer Reflexlichtsensor angebracht ist, der durch die Gelschicht hindurch die Pulscurve nach dem photoplethysmographischen Prinzip misst. Elektroden sind jedoch nicht vorhanden.

Nachteilig an diesen Vorrichtung ist dass, sie entweder keine Vorrichtung für eine geregelte

gewichtete Störgrössenkompensation aufweisen, aufgrund der Sensoranordnung auf Störungen, die durch Kippmomente auftreten sensibel sind oder die Pulskurvenaufzeichnung nicht optisch sondern mechanisch durchgeführt wird, weshalb eine Trennung der physikalisch gleichartigen auftretenden Signale in Stör- und Nutzsignal weit schwieriger ist.

Die Erfindung wird dadurch verwirklicht, dass eine Hardwareschaltung vorgesehen ist, die aus einem Analogmultiplizierer und einem Mittelwertbildner besteht, wodurch mittels Korrelation gleiche Frequenzanteile im kompensierten Signal und im Artefakt signal erkennbar sind, wobei weiters ein Integrator vorgesehen ist, und ein weiterer Multiplizierer, der über den Integrator ansteuerbar ist zur Bestimmung einer Gewichtung, wobei weiters ein geschlossener Regelkreis vorgesehen ist, zur Subtraktion des gewichteten Artefakt signales vom gestörten Gesamtsignal.

Es wird nun folgendes vorgeschlagen:

NEUE PROBLEMLÖSUNG

Die neue Erfindung ist dadurch gekennzeichnet, dass zusätzlich zum Messsignal die Ankoppelschwankung gemessen werden. Somit liegen zwei Signalkurven vor, wobei die eine das Nutzsignal mit überlagerter Störgrösse, die andere überwiegend die Störgrösse enthält. Werden die Signale amplitudenmässig aneinander angepasst (mittels Faktor k), kann durch einfache Subtraktion das gesuchte Signal von der Störgrösse befreit werden. Die gewichtete Subtraktion ist notwendig, da die Empfindlichkeit der beiden Sensoren für die Störung verschieden ist.

$$s_3 = s_1 - k s_2$$

Figur 2 zeigt ein Messbeispiel zur Kompensation von Bewegungsartefakten. Darin ist s_1 das verstärkte Signal vom optischen Sensor (Pulskurve mit Artefakten), s_2 ist das verstärkte Signal vom Kraftsensor und s_3 das kompensierte Pulssignal.

Das Signal des optischen Sensors ist bezüglich der Pulskurve phasenverkehrt (beim systolischen Druck wird infolge grösserer Blutfüllung mehr Licht absorbiert und folglich weniger rückgestreut). Daher wird das Messsignal in der Darstellung invertiert, um das gewohnte Pulsbild zu erhalten (Systole > Diastole). Die Anpressdruckschwankungen erscheinen nun aber phasenverkehrt. Der Gewichtungsfaktor k muss in diesem Fall ein negatives Vorzeichen haben, sprich die Kurven werden addiert.

Die Störfrequenz wurde in Figur 1 absichtlich im Bereich der Grundfrequenz des Signales gewählt, um den Vorteil im Vergleich zu einer üblichen Filterung deutlich zu machen.

Mehrkanalige Störquellenerfassung:

Das Prinzip lässt sich auf mehrere Störquellen ausweiten. Beispielsweise können Tangential- und Normalkomponente gleichzeitig auf getrennten Kanälen aufgenommen werden. Aufgrund der Linearität kann eine Superposition von mehreren Kompensationen durchgeführt werden. Das heisst: es werden entsprechend viele Störquellen gewichtet vom Messsignal subtrahiert.

$$S_3 = S_1 - k_1 s_{21} - k_2 s_{22} - k_3 s_{23} \dots = s_1 - \sum (k_n s_{2n})$$

oder anderst ausgedrückt: $s_3 = s_1 - k s_2^*$. k und s_2 sind Vektoren

Mehreren Messkanäle

Bei Sensoren mit mehreren Messkanälen existieren unabhängige adaptive Filterkreise, die jedoch von der (den) selben Störgrösseninformation(en) gespeist werden können. (z.B. bei der Pulsoximetrie: 2 optische Kanäle (rot, IR) und eine gemeinsame Anpresskraftmessung)

Weitere Signaltypen und Sensortechnologien:

Ankoppelschwankungen wirken sich auch auf andere Sensoren aus, die Signale über die Haut abnehmen. Die vorgestellte Verbesserungsmethode kann hier ebenfalls zum Einsatz kommen.
5 Betroffen sind: Ultraschallsensoren, Akzelerometer, Körperschallmikrofone, Temperatursensoren, magnetische Sensoren, Spulen und verschiedene chemische Sensoren wie beispielsweise Sauerstoffpartialdrucksensoren etc.. Die detaillierte Beschreibung bezieht sich allerdings auf das konkrete Beispiel der optischen transcutanen Messtechnik. Prinzipiell lassen sich die Beschreibungen und Zeichnungen entsprechend auf andere Aufnehmertypen übertragen, wenn die
10 Photodioden durch das jeweilige signalspezifische Sensorelement ausgetauscht werden.

Die neue Methode kann über den Einsatz an der Hautoberfläche hinaus auch für implantierte Sensortechnik und die verschiedene Palette von eingeführten Sensoren Anwendung finden.

15 Der Neuheitswert der vorliegenden Erfindung liegt also darin, optische Sensoren mit verschiedenen zusätzlichen Sensoren bzw. Messtechniken zu versehen, damit adaptive Störgrößenunterdrückungsmethoden angewendet werden können. Die Bestimmung des Gewichtungsfaktors, die Kompensationsalgorithmen und die korrespondierenden Hardwarelösungen werden im Anschluss an die Sensorbeschreibung erörtert.

BESCHREIBUNG DER SENSORTECHNOLOGIEN

Im folgenden werden einige der möglichen Ausführungsformen der Erfindung im Detail beschrieben. Die Erfassung des physiologischen Signales erfolgt beispielsweise mittels eines
25 optischen Sensors. Die Erfassung des Bewegungsartefaktes wird auf eine ein- oder mehrdimensionale Kraftmessung, Deformationsmessung bzw. Druckmessung zurückgeführt, die in der Ausführung verschiedene Formen annehmen (Figur 3 - 6). Vorgestellt werden auch Methoden, die auf Impedanzmessung (Figur 1) und Ultraschallmessung aufgebaut sind.

30 Über die beschriebenen Konstruktionen hinaus sind auch alle weiteren Methoden und Techniken, die zur Registrierung von Bewegung, Kraft oder Druck an Grenzschichten geeignet sind, einsetzbar. Diese nicht näher beschriebenen Konstruktionen sind ebenfalls in die Ansprüche integriert, sofern sie die Absicht oder Möglichkeit zur Registrierung von Bewegungsartefakten - auch wenn sie im ursprünglichen Sinn auf die Erfassung eines Nutzsignales konzipiert wurden
35 - erkennen lassen.

BEISPIELSWEISE KÖNNEN HYBRIDSENSOREN WIE FOLGT AUSSEHEN:

Modifizierter Drucksensor mit Lichteinspeisung durch Koppelmedium:

40 Figuren 3.0 - 3.5 zeigt, wie die Anpressdruckmessung mittels eines modifizierten Drucksensors (301) durchgeführt wird. Es wird dazu bei einem z.B. handelsüblichen Drucksensor das druckempfindliche Element (302) durch Entfernen der Abdeckung bzw. eines Teiles des Gehäuses zugänglich gemacht. Der Hohlraum wird mit weichem Silikon oder einem dem ähnlichen Material ausgefüllt (303), sodass der an sich nur für Flüssigkeiten und Gase geeignete Drucksensor
45 nun auch zu Messung von direkt eingekoppelten Drücken bzw. Kräften geeignet ist. Wird eine Anpresskraft aufgebracht, so kann das relativ inkompressibel Silikon aufgrund der Gehäusewände nicht ausweichen, wodurch die Druckübertragung auf des sensitive Element erfolgt.

50 Die Bauteile des optischen Systems - Emitterdiode (304) und Empfängerelement (305) (z.B. Photodioden, Phototransistoren, Photoelement oder lichtempfindlicher Widerstand) sind auf der Hinterseite des Drucksensors über zwei Öffnungen im Sensorgehäuse angebracht, wobei das lichtdurchlässige Silikon den optischen Pfad zu der Hautoberfläche (306) und weiter zu den Gefäßen (307) ermöglicht. (308) zeigt das eingespeiste Licht und (309) das rückgestreute Licht. Die Anordnung nach Figur 3.0 wurde bereits 1992 vom Antragsteller publiziert und
55

wird daher in genau dieser Ausführungsform vom Patentanspruch gezwungenermassen ausgeschlossen.

Die Figuren 3.1 bis 3.5 zeigen Ausführungen, bei denen Lichtwellenleiter (LWL) verwendet werden. In Figur 3.1 werden für die Zu- und Ableitung des Lichtes zwei LWL (311) verwendet. In Figur 3.2 wird nur ein LWL (321) verwendet. In ihm werden die Strahlen in beide Richtungen geführt. Die Strahlteilung erfolgt z.B. mit einer LWL-Verzweigung (322) oder mit verschiedenen Auskoppелеlementen wie z.B. einem halbdurchlässigen Spiegel (323). Figur 3.3 zeigt, dass auch ein LWL (311) und ein direkt plaziertes optisches Bauteil (332) verwendet werden kann. Die Lichtzufuhr erfolgt über den LWL und das Empfangssignal wird direkt am Sensor mit einer meist grossflächigeren Photodiode detektiert. Der Lichtweg kann durch den Einsatz einer Leuchtdiode auch in entgegengesetzter Richtung erfolgen. Die Art des Anschlusses der LWL am Hybridsensor kann direkt (Figur 3.1), oder über verschiedene Koppелеlemente, die den Lichtstrahl umlenken, wie z.B. kleine Prismen (341) oder Spiegel (Figur 3.4) erfolgen. Eine Möglichkeit der besseren Lichtausbeute mit Hilfe einer Sammellinse (351) zeigt Figur 3.5. Die Linse kann auch bei allen anderen Varianten verwendet werden. Die Position der LWL-Einführung ist hier nur beispielhaft gezeigt.

Ein weiterer Vorteil der Anordnungen nach den Figuren 3.0-3.5 bietet der Umstand, dass der Drucksensor auch zur Messung an grossen Gefässen wie Carotis (Halsschlagader) oder Radialis (Handgelenksarterie) verwendet werden kann. Das Störsignal wird hier somit zum Nutzsignal.

Kraftmessung zwischen Gehäuse und optischen Elementen:

Die prinzipielle Ausführung mit direkter Kraftmessung zeigt Figur 4.0. Der Hybridsensor besteht aus einem Photo-Reflex-Sensor (401) mit Lichtemitter (402) und Lichtempfänger (403), welcher unmittelbar an der Gewebeoberfläche (404) liegt und einem Kraftsensor (405) hinter dem optischen Sensor, der die Anpresskraft registriert. Zu dem Zweck darf der optische Sensor nicht starr in einem Hybridgehäuse eingebaut sein. Das kann mit einer oder mehreren Membrane(n) (411) aus Latex oder Silikon - im Aufbau ähnlich der Aufhängung von Lautsprecher- oder Mikrofonmembranen erfolgen (Figur 4.1) oder mittels Einbettung in ein elastisches Füllmaterial (421) mit geringer Shore-Härte wie beispielsweise Silikon (Figur 4.2). Der Kraftsensor (422) selbst kann in verschiedenen Technologien ausgeführt sein. Es können handelsübliche Miniaturkraftsensoren, die nach verschiedenen Prinzipien arbeiten, wie beispielsweise Piezoelement (für Wechselkräfte), Konstruktionen mit DMS, piezoresistiven Elementen oder kapazitiven Elementen eingesetzt werden. Ebenso ist eine Registrierung mittels Flächensensoren, wie beispielsweise druckempfindliche Folien (431) wie z.B. Piezo- Kunststoff- oder kapazitive Sensoren möglich (Figur 4.3). Es sind alle Arten von druckempfindlichen Materialien einsetzbar.

Die Kraftmessung auf dem Umweg einer Wegmessung gestattet mehrere Messprinzipien "im Eigenbau". (Auch die oben angesprochenen käuflichen Kraftsensoren arbeiten im Prinzip über eine - wenn auch sehr kleine Wegmessung).

Figur 4.4 zeigt einen kapazitiven Sensor. Die beiden Elektroden befinden sich zum einen auf der Rückseite (441) des opt. Sensors (401) und zum andern auf der Gehäuseinnenseite (443). Gemessen wird die Kapazitätsänderung infolge der Distanzänderungen zwischen den Kondensatorplatten mittels Ladungsverstärker oder Hochfrequenzmessbrücke. Über die Federkonstante des Mediums (421), welches die Rückstellkraft bildet, ist der Zusammenhang zur Kraft gegeben. Bei käuflichen kapazitiven Sensoren wird die Rückstellkraft vom kompressiblen Isolationsmedium zwischen den Kondensatorplatten gebildet. Die Lagerung des optischen Teiles im Gehäuse kann dann sehr lose ausgeführt sein (Füllmaterial (421) mit kleiner Shore-Härte).

Die elastische Lagerung und Bewegungsmessung ist auch für die beiden optischen Elemente (Photoemitter bzw. Photoempfänger) getrennt möglich, (vorzugsweise für Methode nach

Figur 4.3 und 4.4), wobei die beiden Sensorteile (Piezofolie oder Kondensator) parallelgeschlossen oder auch zwei getrennte parallele Kompensations-massnahmen angewendet werden können.

- 5 Die Distanzänderung kann noch auf weitere Arten gemessen werden. Die Figuren 4.5.a-c zeigen die Möglichkeiten einer optischen Verschiebungsmessung, wobei Sende- und/oder Empfangsdioden auf dem beweglichen Sensorteil (451) oder im Gehäuse (442) liegen können. Die beiden Emitterdioden können parallel versorgt werden, wodurch zwei elektrische Leitungen eingespart werden können. Bei den Empfangsdioden bzw. Transistoren kann ein Anschluss
- 10 gemeinsam verwendet werden, wobei dieser wiederum mit einem Anschluss der Sendedioden zusammengelegt werden kann. Eine gemeinsame Verwendung der Emitterdiode (455) für die Signalmessung und Distanzmessung ist ebenfalls mögliche (Figur 4.5c). Die Ausschnittsvergrößerung von Figur 4.5.c zeigt ein Beispiel einer Auskopplung. Die Konstruktion besteht aus einem Spiegel (456), der in der Mitte ein kleines Loch hat und mit 45° geneigt ist. Ein Teil des
- 15 Lichtstrahls von der Sendediode (455) kann durch dieses Loch durchtreten, wobei der Hauptanteil (458) in das Gewebe umgelenkt wird. Der kleine Teil (459), der durch das Loch tritt, wird von einem zweiten Spiegel (457) zum Empfänger (454) des Wegmesssystems umgelenkt. Anstatt eines gelochten Spiegels kann auch ein halbdurchlässiger Spiegel verwendet werden.
- 20 Eine weitere Methode bedient sich der veränderten magnetischen Kopplung zwischen zwei Spulen (461, 462 in Figur 4.6.a) oder eines Permanentmagneten (463) und einer Hall-Sonde (464 in Figur 4.6.b) oder einer Kombination dieser Elemente. (Spule-Hallsonde oder Spule - Magnet, letzteres ist nur für Wechselkräfte geeignet, da $U = \text{prop. } ds/dt$)
- 25 Die Rückstellkraft kann - wie bereits erwähnt - mit Hilfe eines elastischen Füllmaterials wie beispielsweise Silikon, Latex oder ähnliches erfolgen. Dabei muss nicht der gesamte Zwischenraum ausgefüllt werden. Es kann z.B. nur der Rand des beweglichen Sensorteiles oder nur dessen Mitte präpariert werden. Die Empfindlichkeit kann auf diese Weise variiert werden. Ebenso kann die Rückstellkraft mit einer (Spiral)feder gebildet werden, wobei ebenfalls sämtliche vorgestellten Sensortechnologien zum Einsatz kommen können.
- 30

Ballone:

- 35 In Figur 4.7 wird die Anpresskraft über den Druck in einem aufblasbaren Ballon (471), der sich zwischen optischen Sensor (472) und Gehäuserückwand (473) befindet registriert. Der Druck wird über einen Schlauch (474) zu einem Drucksensor (475) geleitet, der mittels eines Verstärkers (479) ein proportionales elektrisches Signal erzeugt. Der Drucksensor kann auch direkt im Hybridsensorgehäuse liegen. Die elektrischen Kabel (477) zwischen optischen Sensor und
- 40 Elektronikereinheit (478) können gemeinsamen mit dem Druckschlauch in einer Schutzhülle (476) laufen.

Der Ballon kann aber muss nicht dehnbar sein und kann zwecks Formgebung mit beispielsweise Schaumstoff ausgefüllt sein, wie das z.B. bei bestimmten Druckaufnehmern für die Atmungsüberwachung bei Säuglingen der Fall ist.

- 45 Bei den meisten Methoden der Kraftmessung z.B. bei Figur 4.0 bis Figur 4.7 (mit Ausnahme von Figur 4.5 a,b,c) kann der jeweilige Kraftsensor auch ausserhalb des Gehäuses liegen und die Kraft zwischen einem Befestigungsband und dem optischen Sensor registrieren. Das Befestigungsband kann mit Klebestreifen oder mit einem Klettverschluss versehen sein. In Figur 4.8.
- 50 ist als Beispiel für die Artefaktregistrierung am Finger (481) ein Druckaufnehmer mit Ballon (471) gezeigt, der aussen am Gehäuse des opt. Sensor (472) angeklebt sein kann. Darüber liegt das Befestigungsband (482), welches mit dem Ballon bzw. allgemein dem Sensor fest verbunden sein kann. Der Druck kann wiederum über einen Schlauch beim Auswertegerät oder mit einem Miniaturdrucksensor direkt beim Hybridsensor registriert werden.

Messung zwischen optischen Sensor und Hautoberfläche:

Die dritte Gruppe zeigt Figur 5-a, b, bzw. c. Bei Figur 5-a erfolgt die Kraftregistrierung zwischen optischen Sensor und Hautoberfläche mittels druckempfindlicher Folien, wie beispielsweise Piezofolie oder kapazitivem Flächensensor (501), wobei für den (die) Lichtstrahl(en) (308, 309) die Kraftsensorschicht ausgespart ist (502). Für die Emitterdiode beträgt die Aussparung ca. 2 mm im Durchmesser, für die Empfangsdiode je nach Typ bis ca. 5x5 mm. Die Aussparung erfolgt z.B. durch Ausstanzen. Es sind alle Arten von druckempfindlichen Materialien einsetzbar.

Anstatt der Flächensensoren kann ebenfalls die Ballondruckmessung zur Anwendung kommen, wobei hier der Ballon (503) sehr dünn ausgeführt wird und das Licht entweder durch diesen hindurch tritt oder ebenfalls wie oben beschrieben der optische Weg freigehalten wird. (Figur 5-b). Die Fertigung kann beispielsweise so vor sich gehen, dass an der (den) Stelle(n) auf der Sensoroberfläche, wo der Ballon bzw. kommunizierende Ballonsegmente sein soll(en) zwecks Formgebung ca. 2-3 mm hoher Schaumstoffteile oder ähnliches angeklebt wird und anschliessend mit einem geeigneten Stempel eine dehnbare Membran aus beispielsweise Latex aufgeklebt wird. Der Stempel ist so geformt, dass die Membran am Sensorrand und um die optischen Elemente angeklebt wird und hat bei den Schaumstoffstellen entsprechende Ausnehmungen. Die Druckverbindung nach aussen kann mittels einer Bohrung z.B. zwischen den optischen Elementen erfolgen.

Eine einfache Form sieht vor, dass ein dünner, sehr weicher Schlauch (504) um die Sensoren herumgeführt wird - beispielsweise wie in Figur 5.c gezeigt und direkt oder über ein Adapterstück zum Drucksensor führt.

Kraftstift

Eine weitere Möglichkeit besteht darin, dass zwischen den optischen Elementen die Kraft auf die Gewebeoberfläche mit einem "Kraftstift" (611) auf einen Kraftsensor (405) hinter dem optischen Sensor geleitet wird (Figur 6). Der Kraftsensor kann in den verschiedensten Technologien, wie z.B. oben beschrieben, ausgeführt werden.

Membran mit DMS-Rosette oder Piezomembran (Figur 6.1)

Die optischen Elemente (611) können auch auf einer Piezomembran oder eine Membran (612), die mit einer DMS-Rosette (613) beklebt ist angebracht werden. Der Kraftschluss kann im Zentrum oder ringförmig bzw. über einige Stützpunkte am Rand erfolgen. Die Gegenkraft vom Gehäuse (614) greift dann jeweils komplementär im Zentrum oder am Rand. Am Gehäuserand kann eine elastische Dichtung (614) z.B. aus Gummi angebracht sein.

Indirekte Erfassung der mechanischen Ankopplung mittels Akzelerometer

Das Artefaktsignal kann auch indirekt erfasst werden. Beispielsweise kann mit einem Miniatur-Akzelerometer die Beschleunigung des Sensors gemessen werden. Über $F=m \cdot a$ ist die Kraft bekannt, mit der das Akzelerometer durch seine Masse auf den Sensor wirkt.

Wird in die Berechnung die Sensormasse berücksichtigt, so kann man auf die Kraft, die auf die Haut wirkt schliessen. Durch die adaptive Gewichtung ist eine genaue Massenbestimmung nicht notwendig. (Durch die Masse des Akzelerometers wird der Artefakteffekt verschlechtert und muss durch die Kompensationsmassnahme mindestens wieder wettgemacht werden, damit diese Methode Sinn macht. Es kann ein 1-, 2- oder 3-achsiger Sensor zum Einsatz kommen. Es können auch Tangentialbewegungen registriert werden.

Die Anwendung eines Akzelerometers kann auch zur online-Kalibrierung eines anderen Artefaktsensors (z.B. Druckfolie) verwendet werden, da Akzelerometer mit unter eine genauere

Referenz darstellen. Wird das Akzelerometer auf die Hinterseite eines Kraftsensors angebracht, erhält man über die die Beschleunigungsmessung und die bekannte Masse die Kalibrierkraft. Das Akzelerometer kann permanent oder nur zu Kalibrierzwecke angebracht sein.

5 *Hautspannungen:*

Eine Deformation der Haut und der darunterliegenden Schichten, beispielsweise als Folge von veränderten Hautspannungen, kann ebenfalls zur Veränderung der optischen Transmissions- und Absorbtionseigenschaften führen. Wenn diese Spannungsänderungen messtechnisch erfasst werden, kann in gleicher Weise wie bei der Messung der Anpresskraft eine Artefakt-kompensation mit einem adaptiven Filter durchgeführt werden. Die messtechnische Erfassung gestaltet sich etwas schwieriger. Als Beispiel sei eine Konstruktion erwähnt, die Dehnungs-
10 messtreifen einsetzt. Um Transversalkräfte aufnehmen zu können, müssen Reibungskräfte übertragen werden. Für nur eine empfindliche Richtung genügen zwei, ansonsten werden min-
15 desten 3 Kontaktstellen benötigt. Diese sind über DMS-Konstruktionen miteinander verbunden. Reibung kann beispielsweise über doppelseitiges Kleband, Haftelektroden, Gummi, Silikon etc. erfolgen. Die Reibungsstellen können entweder innerhalb bzw. unterhalb eines Hybridge-
hauses liegen oder zum Teil als "Sateliten" ausserhalb des Sensorgehäuses liegen. Unter DMS soll in diesem Zusammenhang mehr als die klassische Variante (Kunststoffträgerfolie mit Met-
20 tall- oder Halbleiterbahnen) verstanden werden. Jedes Material, welches seine elektrischen Eigenschaften infolge Verformung ändert, kann hier zur Anwendung gelangen. Insbesondere kann auch die Reibungsschicht selbst, beispielsweise bestehend aus einem Leitgummi zur Detektion der Spannung verwendet werden.

25 Die Hautspannung kann auch erfasst werden, wenn die Normalkraft (wie bei Figur 6) mit einen Stift, der etwas aus der ebenen Fläche des Hybridsensor austritt, gemessen wird. Der gros-
se Vorteil ist die Unabhängigkeit von der Dehnungsrichtung und dass gleichzeitig auch der Anpressdruck gemessen werden kann. Wird der Stift verstellbar ausgeführt, kann das Verhält-
nis der Empfindlichkeiten von Norm- und Tangentialkraft an der Haut variiert werden.

30 Um Normal- und Tagentialkraft zu unterscheiden, können verschiedene Kombinationen der vorgestellten Methoden verwendet werden.

Einsatz von Elektroden zur Hautspannungsmessung:

35 Eine spezielle Lösung, die Bewegungsartefakte zu messen, besteht darin, die auf mechanische Verformung reagierenden elektrischen Eigenschaften des Gewebes zu nutzen. Das sind die Impedanzveränderung und das Hautpotential. Zur Messung dieser Werte sind immer zwei Elektroden notwendig. Diese können beide am Sensorgehäuse angebracht sein, z.B. als Dop-
40 pel- oder Mehrfachelektroden in verschiedenen Ausführungen, beispielsweise aus Kreis- oder Ringsegmenten angebracht, oder es wird nur eine Elektrode verwendet und die Impedanz oder das Hautpotential gegen eine Referenzelektrode, die möglichst wenig von Bewegungsartefak-
ten betroffen ist, gemessen.

45 Figur 1 zeigt ein Beispiel einer Impedanzmessung mit Instrumentierungsverstärker (108), Stromeinspeisung (102) mit Elektroden (107) an der Hautoberfläche (100). Figur 8 zeigt ein Beispiel einer Schaltungsanordnung mit Instrumentierungsverstärker (804) mit eingebrägem
niederfrequenten Strom (802) wird. Der Trafo (803) macht die Elektroden potentialfrei.

50 *Optischer Referenzkanal:*

Die Eindringtiefe von elektromagnetischer Strahlung hängt allgemein von der Wellenlänge ab. Je langwelliger umso grösser ist die Eindringtiefe und umgekehrt. Eine weitere Variante besteht
nun darin, einen weiteren optischen Kanal zu verwenden, der mit einer möglichst abweichenden
55 Wellenlänge wie beispielsweise kurzwelliges (grünes oder blaues) oder extrem langwelliges

Licht die Bewegungsartefakte erfasst, jedoch weniger von der physiologischen Messgrösse moduliert wird. Eine diesbezügliche Ergänzung erfolgt in gleicher Weise wie bei der Erweiterung der einkanigen Photoplethysmografie auf die zweikanalige Pulsoximetrie (siehe: Mehrkanalige Messung).

Kraft-, bzw. Druck- Spannungs, bzw. Deformationsmessung mit weiteren Technologien:

Im Zuge der Entwicklung von Mikroelektronik und Mikromechanik lassen sich weitere Technologien zur Störgrössendetektion einsetzen.

Ultraschall

Ultraschallsensoren reagieren in ihrem Lautzeit- und Amplitudenspektrum sehr auf Bewegungsartefakte. Dabei muss man nicht unbedingt die komplizierten Auswertelgorithmen der herkömmlichen Ultraschallgeräte anwenden. Es genügt, wenn ein relativ einfach ermittelbarer Parameter, der von den Artefakten abhängig ist, wie beispielsweise Phase und/oder Amplitude der ersten Reflexionsfront, einzusetzen. Wie bei der Durchlichtphotoplethysmografie kann auch eine Transmissionsmessung verwendet werden, die z.B. nur die Dämpfung der Ultraschallwelle als Artefaktssignal aufnimmt. Die Durchlichtmessung lässt sich ideal mit dieser Methode kombinieren. Wenn ausgeprägte Gewebeabgrenzungen, wie beispielsweise Knochen zur Verfügung stehen, lassen sich diese bei einer Rückstreuung ideal für eine Artefaktbewegungsmessung auswerten. Für diese Technik eignen sich am besten kleine Piezokristalle, die zur Schwingungserzeugung und Aufnahme eingesetzt werden können. Der Frequenzbereich muss nicht unbedingt auf Ultraschall begrenzt sein.

Mehrkanalige Messung:

Der Einfachheit halber ist das optische Messsystem nur 1-kanalig beschrieben. Bei der Pulsoximetrie werden jedoch 2 Wellenlängen (rot und IR) verwendet. Bei Emittern, die beide Photodioden integriert haben, ist der Aufbau unverändert. Wenn zwei unabhängige Emitterdioden verwendet werden, ist der Aufbau entsprechend zu erweitern. Die Lichteinkopplung über Lichtwellenleiter kann über getrennte LWL oder über einen gemeinsamen LWL erfolgen (beispielsweise analog zu Figur 3.2). Um so mehr gilt dies für die Photospektroskopie, die viele Wellenlängen verwenden. Die Messung der verschiedenen Wellenlängen erfolgt zeitsequenziell über einen gemeinsamen Messkanal. Bei gleichzeitiger Lichteinspeisung der verschiedenen Wellenlängen kann das zu messende Licht auch über entsprechende optische Filter für jede Wellenlänge extra detektiert werden. Der Aufbau erweitert sich demgemäss. Gängige Methoden der Spektralaufteilung des Lichtes, wie beispielsweise mittels eines Prismas, können sowohl innerhalb des Hybridsensors oder - über LWL ausgekoppelt - ausserhalb des Sensors eingesetzt werden.

BESCHREIBUNG DER KOMPENSATIONSALGORITHMEN

Adaptive Filtermethoden sind in der Literatur ausführlich beschrieben. Die Problemlösungen werden heute meist auf Softwareebene durchgeführt. Dieser Beitrag zeigt unter anderem möglichst einfache Analog-Hardwarelösungen auf, die z.B. direkt am Hybridsensor angebracht werden können.

Randbemerkung zur Signalaufbereitung der Sensorsignale: Für die weitere Signalverarbeitung werden die bereits vorverstärkten Rohsignale herangezogen. Die Vorverstärkungsmethoden hängen von den jeweiligen Sensortechnologien ab und sind im wesentlichen Stand der Technik. Eine nähere Behandlung ist an dieser Stelle nicht notwendig.

Zur Erreichung des fehlerbereinigten Signales sind für die Signalverarbeitung mehrere Möglichkeiten offen: On-line Verarbeitung mittels Analogschaltungstechnik bzw. mittels Analog-Digital-Wandler und Digitalverarbeitung oder off-line Verarbeitung mit getrennter Speicherung der

Rohsignale und späterer Berechnung.

BESTIMMUNG DES GEWICHTUNGSFAKTORS:

5 Der Gewichtungsfaktor k kann:

1. konstant sein (z.B. mit Hilfe einer Kalibrierung einmalig festgelegt): $S_3 = S_1 - k \cdot S_2$

2. kontinuierlich adaptiert werden (k kann dabei in Relation zu den auftretenden Signalfrequenzen als quasi konstant angesehen werden) $S_3 = S_1 - k(t) \cdot S_2$

10 3. kontinuierlich und in Abhängigkeit der Sensorcharakteristik adaptiert werden. $S_3 = S_1 - k(t, S_2) \cdot S_2$

(k ist von der Signalamplitude abhängig.

4. Mehrkanalige adaptive Filterung: $S_3 = S_1 - k(t) \cdot S_2$

15 *ad 1. Gewichtungsfaktor = konstant:* $s_3 = s_1 - k \cdot s_2$

Eine Hardwarelösung kann je nach Polarität der Signale beispielsweise aus einer klassischen Operationsverstärkerschaltung für Addition bzw. Subtraktion bestehen.

20 *ad.2 Gewichtungsfaktor wird langsam kontinuierlich geregelt:* $s_3 = s_1 - k \cdot s_2$

Prinzip: (Figur 9)

Von s_1 wird ein Teil von s_2 subtrahiert. Dann wird im entstandenen Signal S_3 überprüft, wieviel Anteile von s_2 noch enthalten sind. Dementsprechend wird k erhöht, bzw. bei Überkompensation verringert. Diese Überprüfung erfolgt mit Hilfe der Kreuzkorrelation an der Stelle $\tau=0$. Die Kreuzkorrelation gibt die Verwandtschaft zweier Signalverläufe an, indem die Kurven multipliziert und gemittelt werden. Dann wird eine Kurve um ein Zeitintervall verschoben und der Vorgang wiederholt. Ist die Kreuzkorrelation nur an der Stelle $\tau = 0$ von Interesse, muss nur die mittlere Kreuzleistung (MKL) berechnet werden.

30
$$MKL = 1/T \int (x(t) * y(t)) dt$$

Nach Fourier lässt sich jede Signalform als Superposition verschiedener Spektralanteile definieren. Betrachten wir daher zur Vereinfachung einzelne Frequenzen so ergibt sich:

35
$$MKL = 1/T \int x \sin \omega t * y \sin \omega t dt \quad \text{mit } \omega = 2\pi f$$

Es lässt sich zeigen, dass für alle Frequenzen, die nicht gleich gross sind, die mittlere Kreuzleistung gleich null ist. (Hierbei ist Phasenverschiebung = 0 zwischen den Sensorsignalen vorausgesetzt. Ist das nicht der Fall, muss anstatt der Kreuzleistung der allgemeine Fall der Kreuzkorrelation betrachtet werden, bzw. ein Signal verzögert werden.) Somit lassen sich in zwei Signalverläufen gleiche Spektralanteile detektieren. In unserer Anwendung heisst das, dass das Vorhandensein des Störsignales im kompensierten Signal detektiert werden kann.

45
$$MKL = 1/T \int (s_1 - k \cdot s_2) * (s_2) dt$$

$$(T) = s_3$$

 kompensiertes Signal artefaktbehaftetes Signal

50 Bei gleicher Phasenlage ist das Ergebnis positiv, bei ungleicher negativ. Somit kann auch leicht erkannt werden, ob das Ausgangssignal unter- oder überkompensiert ist. Es wird nun die Regelschleife zu einem I-Regler geschlossen, indem die MKL einem Integrator (907) zur Bestimmung des Faktors k zugeführt wird.

55
$$k = \int (MKL)$$

Die Realisierung kann sich vereinfachen, wenn der Integrator zur Mittelwertbildung der Kreuzleistung gleichzeitig als Integrator des I-Reglers verwendet wird.

$$k = \int (s1 - k \cdot s2) \cdot (s2)$$

In Figur 9 ist der Algorithmus im Blockschaltbild dargestellt:

$$\begin{array}{ll} s3 = s1 - k \cdot s2 & \text{mit } \begin{array}{l} s1 \text{ Signal + Störsignalanteil} \\ s2 \text{ Störsignal} \\ s3 \text{ kompensiertes Signal} \end{array} \\ k = \int (s1 - k \cdot s2) \cdot (s2) & \end{array}$$

Das kompensierte Signal $s3$ und das Artefakt signal $s2$ werden über je einen Hochpass (905) dem Multiplizierer (906) zugeführt. Dessen Ausgang führt auf einen Integrator (907). Dieser liefert den Wert für den Gewichtungsfaktor k , welcher mittels Multiplizierer (904) das Artefakt signal $s2$ gewichtet. Dieses wiederum wird mit dem Subtrahierer (903) vom Signal $s1$ subtrahiert. Vor dem Multiplizierer (906) müssen die Signale AC-gekoppelt werden (905), um diese von ihrem Gleichanteil zu befreien.

(Mathematisch betrachtet stellen Gleichanteile den Sonderfall mit der Frequenz Null dar. Die mittlere Kreuzleistung würde somit gleiche Frequenzanteile registrieren und die Regelung wäre von einer Offsetregelung dominiert.)

Der Hochpass HP (908) vor (904) ist deshalb vorhanden, da im Vorverstärker der DC-Anteil von $s1$ eliminiert wurde und daher nur die Wechselanteile der Störgrösse eliminiert werden müssen. Die Hochpässe (905) und (908) können auch - wie in Figur-10 gezeigt - zusammengelegt werden.

Ausgehend von den Blockdiagrammen kann nun eine Analoghardware oder ein Softwarealgorithmus realisiert werden. Figur:11 zeigt die Realisierung von Figur:9 in Analogtechnik. Figur:12 zeigt die Hardware, die für eine Softwarelösung benötigt wird.

Adaptive Filterung bei Nichtlinearitäten:

Für kleine Störampplituden haben die Signal- und Artefaktsensoren eine konstante Empfindlichkeit gegenüber Anpressdruckschwankungen, d.h. sie sind linear. Daher kann eine lineare Superposition von Signal und Störung angenommen werden (siehe ad. 1). Für grössere Störampplituden ist das nur noch für Kraft- bzw. Drucksensoren bei entsprechender Dimensionierung gegeben. Beispielsweise führen Sättigungseffekte bei den optischen Sensoren zu einer Überkompensation im Bereich hoher Amplitudenspitzen. Sättigung beim Artefaktkanal, beispielsweise bei den Varianten, bei denen die Anpresskraftmessung über eine Impedanz, Hautpotentialmessung oder Ultraschallmessung erfolgt, wäre eine Unterkompensation die Folge.

Man kann dieses korrigieren, wenn entweder der Faktor k entsprechend variiert wird (siehe ad.3), eine Kompensation bzw. Korrektur in der Signalvorverarbeitung vornimmt und wie bei ad. 1 vorgeht oder mehrkanalige adaptive Filter einsetzt (siehe unten)

ad 3. k wird kontinuierlich und in Abhängigkeit der Sensorcharakteristik adaptiert:

Der Gewichtungsfaktor k wird in Abhängigkeit zur Anpresskraft gesetzt. $S3 = S1 - k(t, S2) S2$

In Figur:13a sind die beiden Artefaktkurven (ohne pyhsiologisches Signal in $s1$) dargestellt, wobei $s2$ die proportionale Anpresskraft misst, $s1$ jedoch bei hohen Artefaktampplituden in Sättigung geht (1301). Die nächsten Figuren zeigen das kompensiert Signal $s3$ bei verschiedenen k -Werten. In Figur 13b ist k gerade so gross, dass beim Maximalwert optimal kompensiert wird, in Figur:13c sind die kleinen Amplituden optimal kompensiert. Durch den Regelkreis nach Figur:9

Figur:13c sind die kleinen Amplituden optimal kompensiert. Durch den Regelkreis nach Figur:9 stellt sich ein k-Wert ein, der dazwischen liegt (Figur:13d) und folgedessen bei kleinen Artefaktamplituden eine zu geringe Kompensation und bei hohen Amplituden eine Überkompensation bewirkt. Dieser konstante k-Wert (Integrator-Ausgang) stellt sich ein, wenn der Mittelwert des Produktes von s2 und s3 gleich Null ist. Das ist dann der Fall, wenn sich Über- und Unterkompensation ausgleichen.

Figur:14 zeigt die Erweiterung des bestehenden Regelkreises nach Figur:9:

Die Unterkompensation für die kleinen Amplituden wird korrigiert, indem S2 ein weiteres mal von s3 subtrahiert wird (1403) und zwar mit einer Gewichtung k2 (1402), die von einem Spitzenwertdetektor (1401) bestimmt wird. Diese Stufe soll quasi die Aussteuerung von s2 wiedergeben. Die Entladezeitkonstante des Spitzenwertdetektors ist in etwa gleich wie beim Integrator (907). Das bedeutet: kommen in einer Kurvenfolge viel und starke Artefakte vor, wird viel subtrahiert, kommen wenige bzw. kleine Artefakte vor, wird wenig korrigiert. (Meistens muss überhaupt nicht korrigiert werden, wenn nämlich keine Sättigung auftritt, die erste Kompensationsstufe also bereits korrekt gearbeitet hat). Das Netzwerk (1402) gibt eine Schwelle vor, ab der diese zusätzliche Massnahme einsetzt. Da dieser Schaltungsteil eine Steuerung und keine Regelung darstellt, ist die Dimensionierung dieser Schwelle (Amplitude und Steigung) wichtig. Die Sättigungseigenschaft muss daher in etwa bekannt sein.

Nach dieser Subtraktion steht ein Signal s4 zur Verfügung, welches bei niedrigen Artefakten, wie sie in den meisten Fällen auftreten, optimal kompensiert ist. Normalerweise ist dieser Grad von Artefaktkompensation vollkommend ausreichend, da das physiologische Signal in vielen Fällen bei zu hohen Anpressamplituden (z.B. stossartige Kräfte) in mehrfacher Hinsicht deformiert werden. (Überlagerung mehrere Zeitkonstanten im Gewebe durch z.B. Elastizitätseffekte in Gefässen, nichtlineare Blutverdrängung usw.), und nicht befriedigend rekonstruiert werden können.

Eine einfachere Variante ergibt sich, wenn bereits im Vorverstärker von s2 der Sättigungseffekt bzw. allgemein Nichtlinearitäten von s1 nachgebildet wird, wodurch keine zusätzliche Massnahme notwendig ist. Sinngemäss wird gleich vorgegangen, wenn die Sättigung bzw. Nichtlinearität in s2 auftritt. Die Werte für ein Begrenzernetzwerk werden am besten experimentell bestimmt. Für Sensorentypen bzw. Messsituationen, bei denen von vornherein mit starken Nichtlinearitäten gerechnet werden muss, ist eine Lösung mit Hilfe eines Mikrokontrollers oder eines PC's (Figur 12) vorzuziehen.

ad.4 Mehrkanalige adaptive Filterung:

Durch nichtlineare Effekte der Haut bei mechanischer Deformation kann es sein, dass mitunter differenzielle, integrierte, logarithmische oder phasenverzögerte Anteile der wirklichen Störgrösse im Messsignal aber auch im Störgrössensensor enthalten sind. Zusätzlich zur normalen adaptiven Filterung kann es daher von Vorteil sein, das Störsignal mit einer entsprechenden inversen mathematischen Operation zu bearbeiten und einer erweiterten mehrkanaligen adaptiven Filterung zuzuführen. Dabei können mehrere math. Operationen parallel angewendet werden, da die jeweilige Komponente eine eigene adaptive Filterung erfährt. Sollte eine mathematische Operation keine Entsprechung im Signal finden, wird dieser spezifische Gewichtungsfaktor auf 0 geregelt. Es kann auch das Messsignal zur Gewinnung des/der Gewichtungsfaktors(en) vorverarbeitet werden. (Figur 14.b)

Wie bereits oben angesprochen gilt als spezieller Fall das Problem der Übersteuerung: Viele Kraft- oder Drucksensoren gehen ab einer bestimmten Belastung in Sättigung. Je nach Wandlerprinzip bedeutet das nicht unbedingt eine Schädigung des Sensors, so gehen z.B. Folien-sensoren in Sättigung, wenn die Zwischenschicht sich nicht weiter komprimieren lässt. Der Sensor wird dabei nicht beschädigt und zeigt auch keine Remanenzerscheinung. Ausgeprägter

ist die Sättigung bei Messungen der Deformationsvorgänge der Haut beispielsweise mit Licht oder Ultraschall. Nehmen wir eine sinusförmige hochpegelige Störung an, so wird das Profil des gewonnenen Kraftsignals mehr rechteckig, d.h. der Oberwellengehalt steigt stark an. Wenn man nun die Frequenzanteile aufspaltet und mit eigenen Gewichtungsfaktoren zur Subtraktion führt, ist auch dieses Problem beseitigt.

Die optimale Bestimmung des Faktors k ist mitunter also eine sehr komplexe Sache und füllt ganze Bücher. Der Kern der neuen Erfindung betrifft daher die (Hybrid)Sensorik selbst, das heisst die Kombination von verschiedenen Aufnehmersystemen und Elektroden und die Anwendung von Kompensations- und Filteralgorithmen auf diese.

ANWENDUNGSMÖGLICHKEITEN:

Das Prinzip ist überall dort anwendbar, wo eine Abhängigkeit eines physiologischen oder physikalischen Signales vom Anpressdruck eines Sensor- bzw. allgemein eines Interfaceelementes an das Gewebe besteht. Besonders geeignet ist Anwendung bei optischen Sensoren wie beispielsweise Pulskurvenaufzeichnung, Pulsoximetrie, pränatale Pulsoximetrie (Figur 15), bei implantierten Messsystemen usw.

Kombinationsanwendungen:

Der Kraft bzw. Drucksensor, der normalerweise für die Artefaktkompensation herangezogen wird, kann auch eine Hauptfunktion übernehmen und primär das physiologisch interessante Signal registrieren: So kann beispielsweise der optische Hybridsensor gleichzeitig zur Messung des Pulses an grossen Gefässen wie Radialis (Handgelenk) oder Carotis (Halsschlagader) herangezogen werden. Bei der Überwachung von Säuglingen kann die Atmung gleichzeitig mit der EKG-Messung durchgeführt werden.

BILDERNACHWEIS:

Figur 1:	Biopotentialableitung
Figur 2:	Messbeispiel
Figur 3.0-3.5:	Kombination mit silikongekoppeltem Drucksensor und LWL
Figuren 4.0-4.6	Kraftmessung zw. opt.Sensor und Gehäusewand
Figuren 4.7-4.8	Kraftmessung zw. opt.Sensor und Gehäusewand mit Druckmanschetten
Figur 5	Druckkammern zw. Sensor und Hautoberfläche
Figur 6.0	Kraftstift
Figur 6.1	optische Elemente auf Membrane
Figur 7.9	Normal und Tangentialkomponenten bei Hautspannung
Figur 8:	Schaltung Impedanzmessung
Figur 9	Blockschaltbild adaptiver Filter
Figur 11	Analogschaltung von Figur 9
Figur 12	digitale Verarbeitung
Figur 13	Kompensation bei Sättigung
Figur 14	Modifikation des adaptiven Filters bei Sättigung

Patentansprüche:

- Hybridsensor zur Kompensation von Störsignalen, die bei Messung bzw. Aufzeichnung von optischen biomedizinischen Signalen an Gewebeoberflächen infolge von Schwankungen des Anpressdruckes entstehen, wobei in einem gemeinsamen Sensorgehäuse mehrere verschiedene Aufnehmersysteme untergebracht sind, wovon der eine Sensor ein optischer Sensor zum Messen biomedizinischer physiologischer Signale ist und der zweite Sensor ein Druck- oder Kraftaufnehmer zum Messen des Anpressdruckes des Hybridsensors ist,

wobei der Hybridsensor eine optisch durchsichtige Membran oder ein optisch durchsichtiges Füllmedium besitzt, über welches der Anpressdruck auf den Druck bzw. Kraftaufnehmer gekoppelt wird, *dadurch gekennzeichnet*, dass eine Hardwareschaltung vorgesehen ist, die aus einem Analogmultiplizierer und einem Mittelwertbildner besteht, wodurch mittels

5 Korrelation gleiche Frequenzanteile im kompensierten Signal und im Artefakt signal erkennbar sind, wobei weiters ein Integrator vorgesehen ist, und ein weiterer Multiplizierer, der über den Integrator ansteuerbar ist zur Bestimmung einer Gewichtung, wobei weiters ein geschlossener Regelkreis vorgesehen ist, zur Subtraktion des gewichteten Artefakt signal

10

2. Hybridsensor nach Anspruch 1 *dadurch gekennzeichnet*, dass der Kraft- bzw. Druckaufnehmer ein Flächensensor aus Piezofolie, ein Druckballon, eine Hallsonde mit Spule, ein Magnet mit Spule oder ein kapazitiver Flächensensor ist.

15 3. Hybridsensor nach Anspruch 1 *dadurch gekennzeichnet*, dass der Sensor zur Messung biomedizinischer Signale ein optischer Sensor zur Durchführung von beispielsweise Photospektroskopie, Potoplethysmographie oder O₂-Sättigungsmessung ist.

20 4. Hybridsensor nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche, *dadurch gekennzeichnet*, dass für die optische Reflexlichtmessung für die Hin- und Rückführung des Lichtes vom Hybridsensor zum externen optischen Sensor bzw. Emitter zwei getrennte Lichtwellenleiter (Figur 3.1) vorgesehen sind.

25 5. Hybridsensor nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche *dadurch gekennzeichnet*, dass für die optische Reflexlichtmessung für die Hin- und Rückführung des Lichtes ein gemeinsamer Lichtwellenleiter (Figur 3.2) vorgesehen ist sowie ein optischen Interface zur Strahlungsaufteilung.

30 6. Hybridsensor nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche, *dadurch gekennzeichnet*, dass für die optische Reflexlichtmessung für die Hin- oder Rückführung des Lichtes vom Hybridsensor zum externen optischen Sensor nur ein Lichtwellenleiter (Figur 3.3) vorgesehen ist und der für die Lichtmessung oder Lichtemission vorgesehene optische Sensor sich im Gehäuse des Hybridsensors befindet.

35 7. Hybridsensor nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche, *dadurch gekennzeichnet*, dass zur Ankopplung der Lichtwellenleiter Umlenkprismen vorgesehen sind (Figur 3.4) und für den Fall der Messung des reflektierten Lichtes an der Übergangsstelle zum Lichtwellenleiter eine Linse vorgesehen ist zwecks besserer Einkopplung an den Lichtwellenleiter und zwecks besserer Lichtausbeute (Figur 3.5).

40

8. Hybridsensor nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche, *dadurch gekennzeichnet*, dass für den Fall der Anwendung für Photospektroskopie, Photoplethysmographie oder Sauerstoffsättigungs-Messung an der der Haut zugewandten Seite Photosender- und empfänger vorgesehen sind, sowie ein elastische Medium, in welches die selben eingebettet sind (Figur 4.2).

45

9. Hybridsensor nach einem oder mehreren der Ansprüche 1-7, *dadurch gekennzeichnet*, dass an der der Haut zugewandten Seite Photosender- und empfänger vorgesehen sind, sowie eine Membran, über welche dieselben eingespannt sind.

50

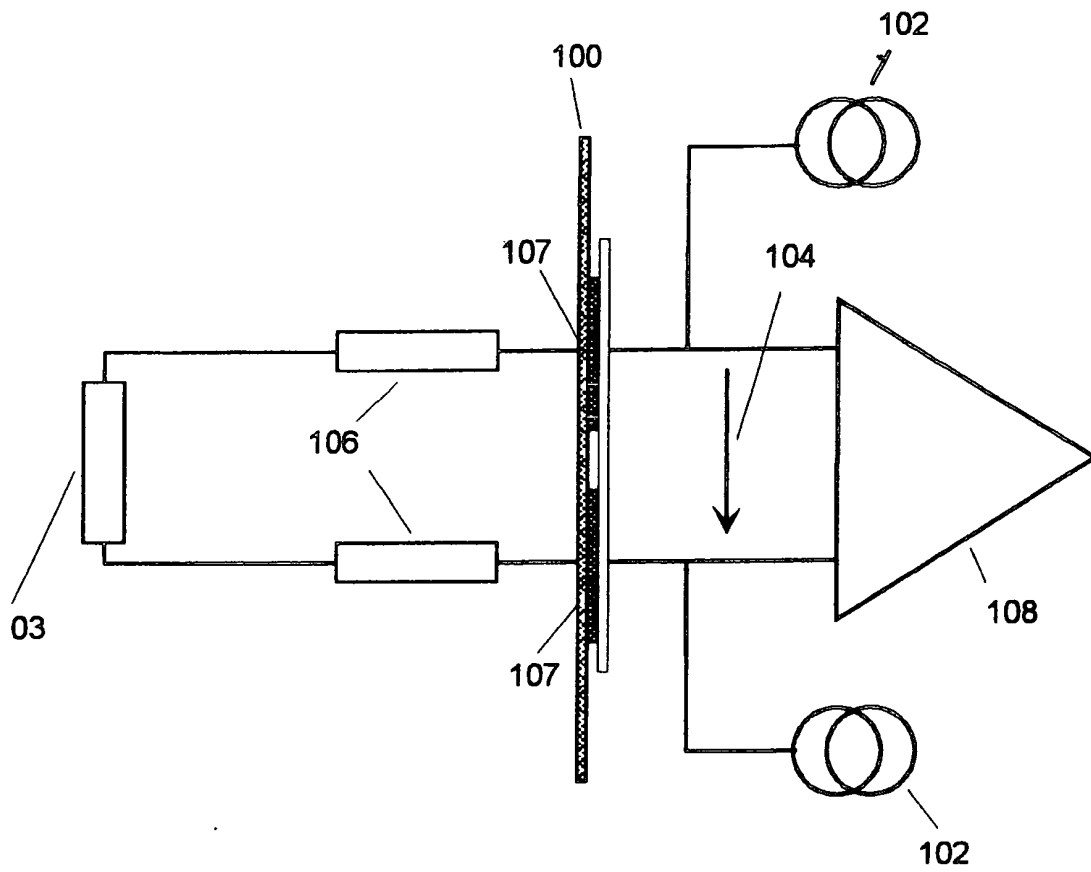
10. Hybridsensor nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche, *dadurch gekennzeichnet*, dass zur Messung der Kraft im hinteren Teil des Sensors ein handelsüblicher Miniaturkraftsensor oder ein Foliendrucksensor vorgesehen ist. (Fig. 4.3 (431)).

55 11. Hybridsensor nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche, *dadurch ge-*

kennzeichnet, dass zur Messung der Auslenkung der optischen Sensoren auf Grund der Anpressdruckänderung zwei Platten (Fig. 4.4) vorgesehen sind, die bei Bewegung eine Kapazitätsänderung erfahren.

- 5 12. Hybridsensor nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche, *dadurch gekennzeichnet*, dass zur Messung der Auslenkung der optischen Sensoren auf Grund der Anpressdruckänderung die Bewegung in Bezug zur Gehäuserückwand mit optischen Sensoren erfolgt (Fig. 4.5 a,b,c).
- 10 13. Hybridsensor nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche, *dadurch gekennzeichnet*, dass zur Messung der Auslenkung der optischen Sensoren auf Grund der Anpressdruckänderung zwei Spulen vorgesehen sind, welche bei Bewegung die magnetische Ankopplung verändern. (Fig. 4.6a).
- 15 14. Hybridsensor nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche, *dadurch gekennzeichnet*, dass zur Messung der Auslenkung der optischen Sensoren auf Grund der Anpressdruckänderung eine Spule und ein kleiner Permanentmagnet vorgesehen ist, wobei die Kopplung als kraftabhängige Grösse erfassbar ist (Fig. 4.6b).
- 20 15. Hybridsensor nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche, *dadurch gekennzeichnet*, dass zur Messung der Kraft auf die optischen Elemente ein Druckballon mit einer Schlauchverbindung zu einem Drucksensor vorgesehen ist, wobei diese flexible Druckkammer im Innern des Hybridsensors oder ausserhalb zwischen Hybridsensor und Fixierungsband platzierbar ist (Fig. 4.8).
- 25 16. Hybridsensor nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche, *dadurch gekennzeichnet*, dass zur Kraftmessung eine Druckmessfolie zwischen Sensoroberfläche und Haut mit Fenstern für den optischen Pfad vorgesehen ist. (Fig. 5.a).
- 30 17. Hybridsensor nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche, *dadurch gekennzeichnet*, dass zur Kraftmessung ein linsenförmiger durchsichtiger Ballon vorgesehen ist, mit Verbindung zu einem Drucksensor. (Fig. 5b)
- 35 18. Hybridsensor nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche, *dadurch gekennzeichnet*, dass zur Kraftmessung ein ringförmiger Schlauch mit Druckmessung vorgesehen ist. (Fig. 5c)
- 40 19. Hybridsensor nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche, *dadurch gekennzeichnet*, dass zur Kraftmessung ein Druckstempel zur Weiterleitung der Kraft bzw. des Druckes vorgesehen ist.
- 45 20. Hybridsensor nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche, *gekennzeichnet dadurch*, dass ein Widerstands-Dioden-Netzwerk zur Nachbildung der Signalsättigung oder ein Spitzenwertdetektor vorgesehen ist, zur Überwachung der Aussteuerung des Signales und zur Korrektur des Gewichtungsfaktors. (Fig. 14).
- 50 21. Hybridsensor nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche, *dadurch gekennzeichnet*, dass der Artefaktkanal der Hybridsensoren auch zur Registrierung von physiologischen Signalen wie Pulscurven an grossen Gefässen oder die Atembewegung bei der Säuglingsüberwachung eingesetzt ist.

Hiezu 7 Blatt Zeichnungen



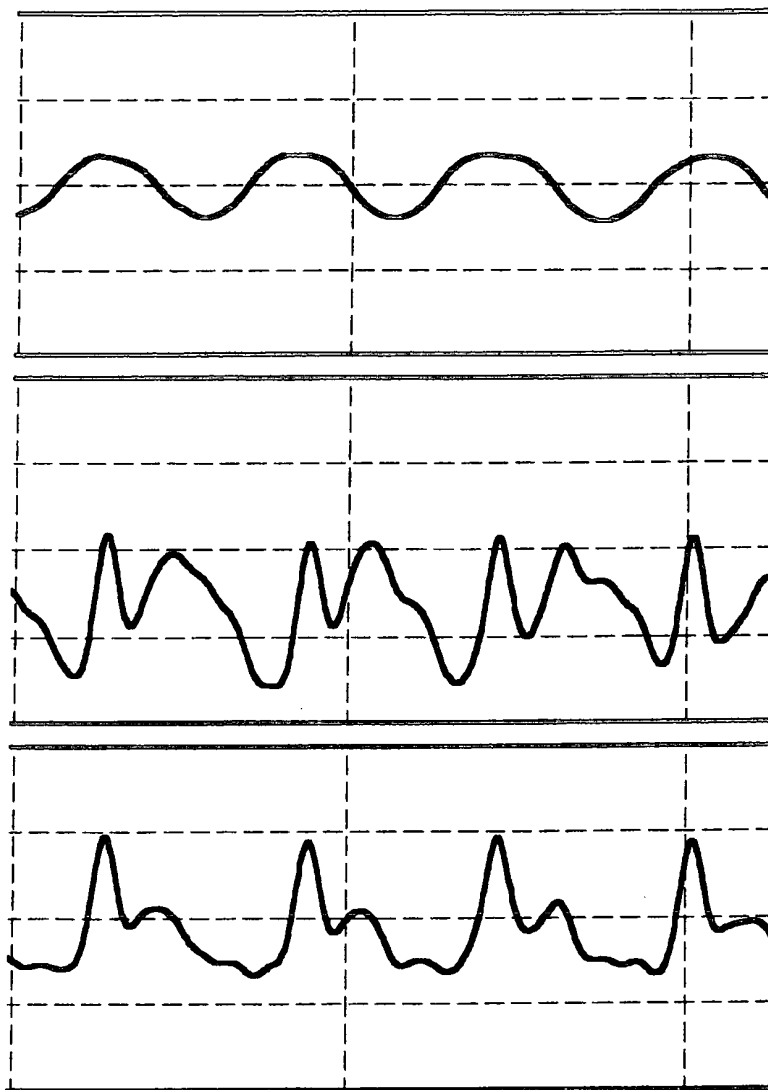
Figur 1



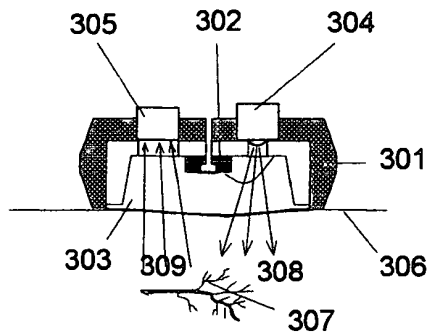
201 ---- S2

202 ---- S1

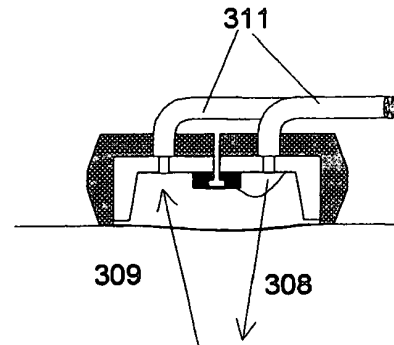
203 ---- S3



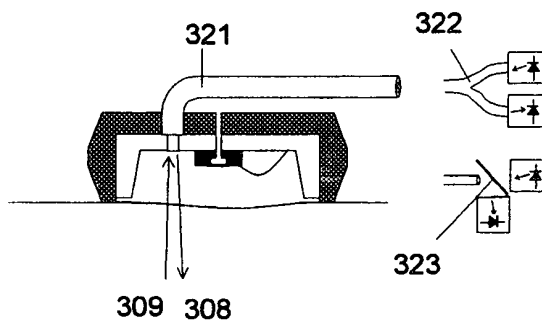
Figur 2



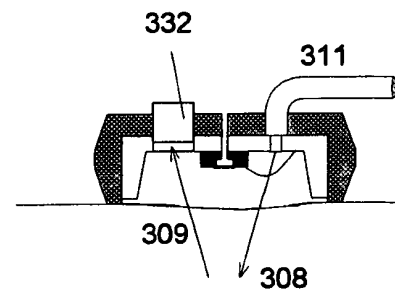
Figur 3.0



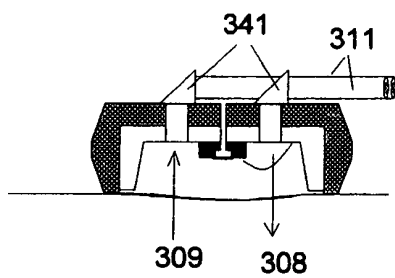
Figur 3.1



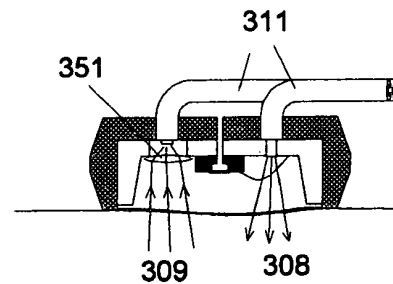
Figur 3.2



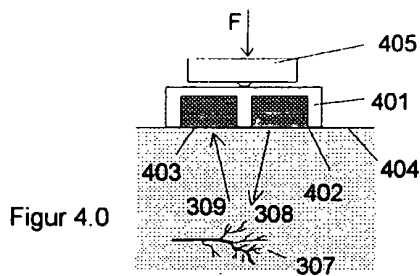
Figur 3.3



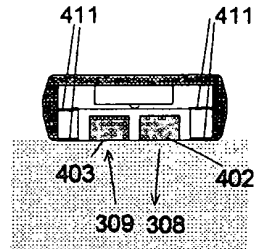
Figur 3.4



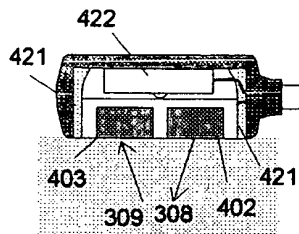
Figur 3.5



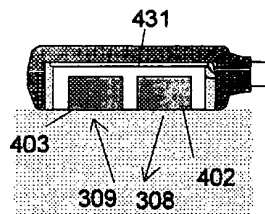
Figur 4.0



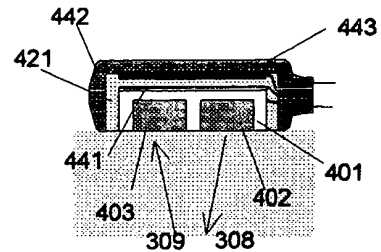
Figur 4.1



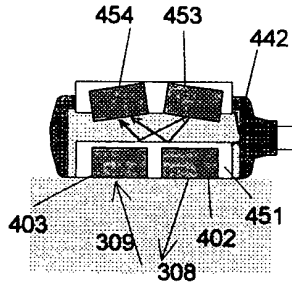
Figur 4.2



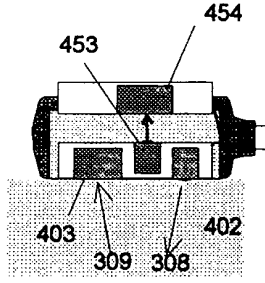
Figur 4.3



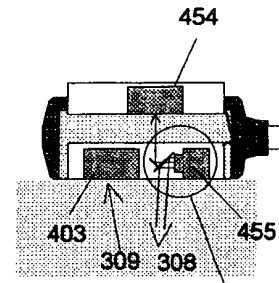
Figur 4.4



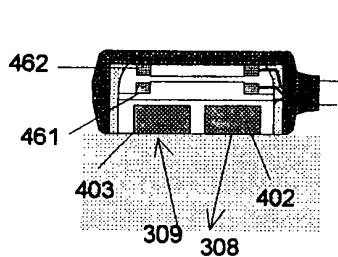
Figur 4.5 a



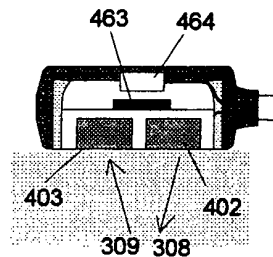
Figur 4.5 b



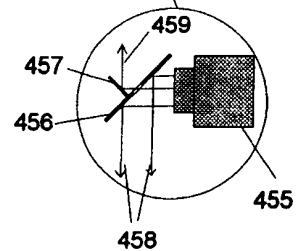
Figur 4.5 c

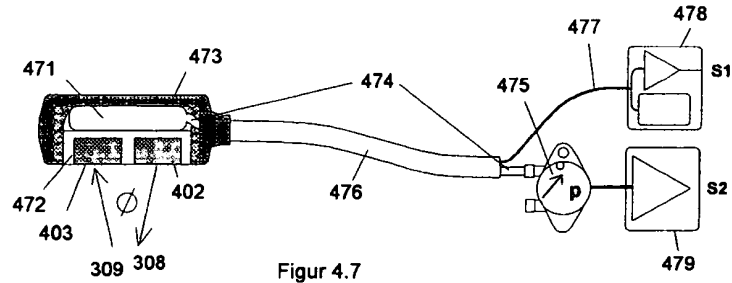


Figur 4.6a

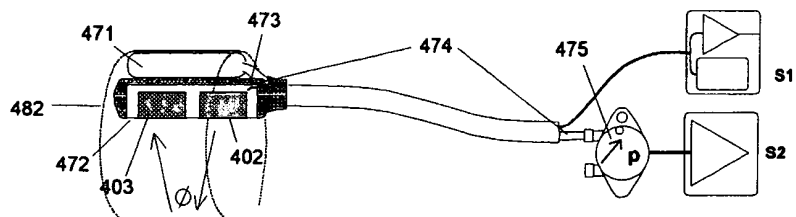


Figur 4.6b

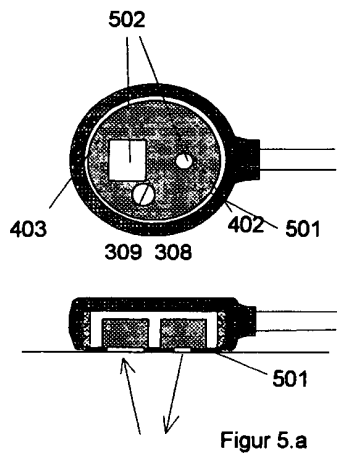




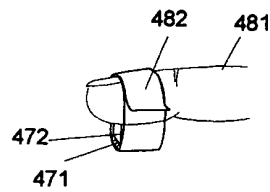
Figur 4.7



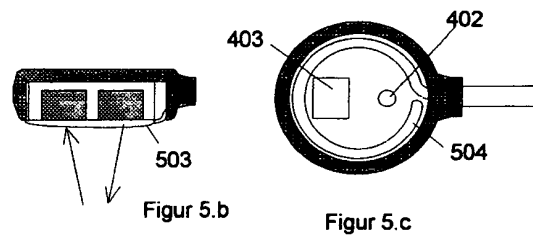
Figur 4.8.



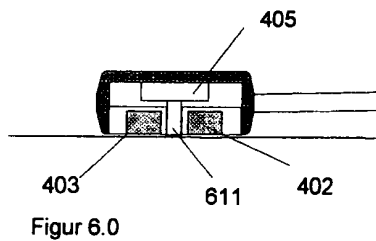
Figur 5.a



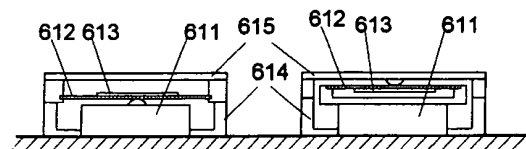
Figur 5.b



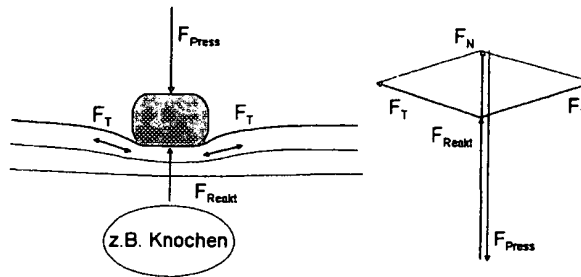
Figur 5.c



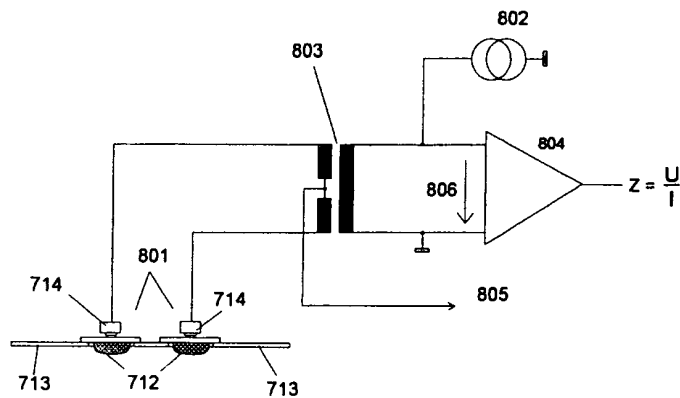
Figur 6.0



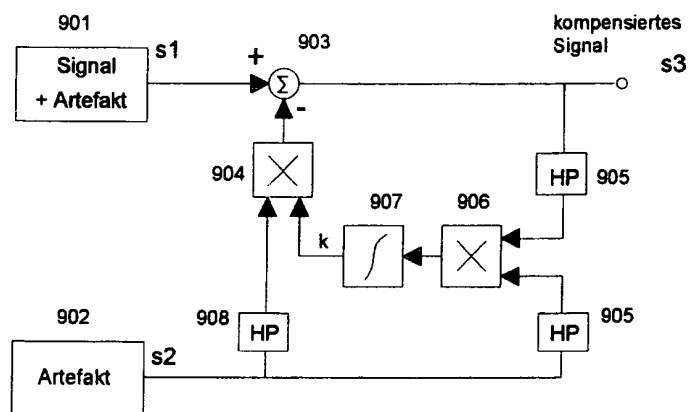
Figur 6.1



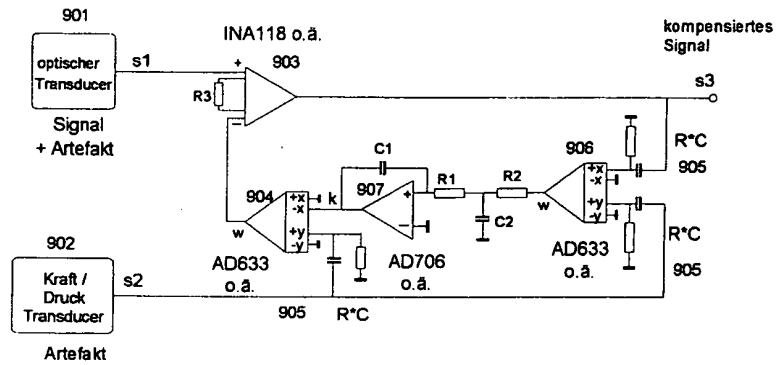
Figur 7.9:



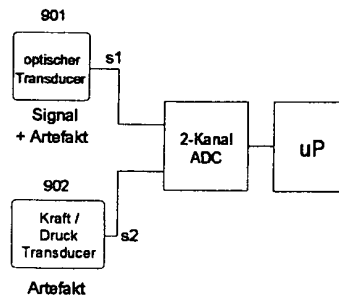
Figur 8



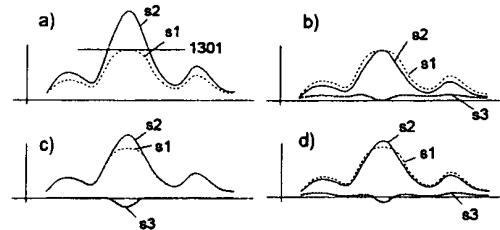
Figur 9



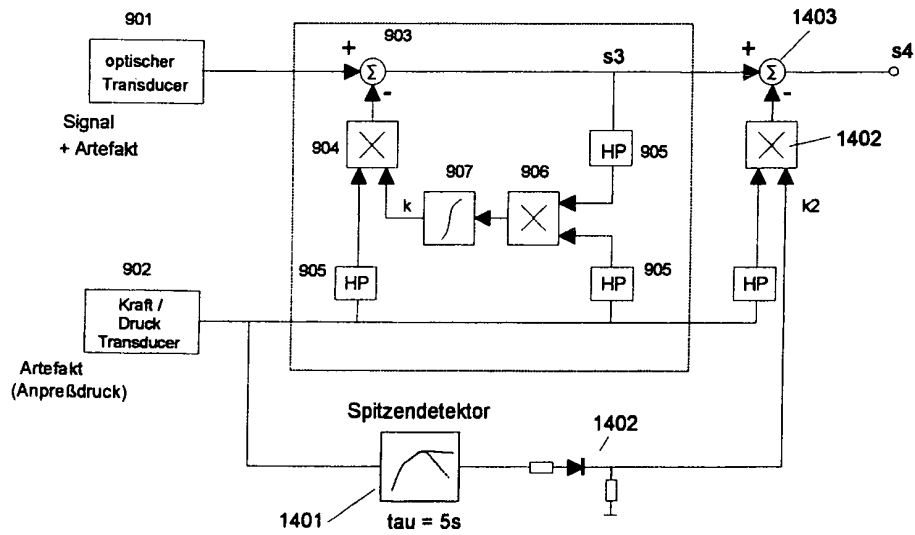
Figur 11



Figur 12



Figur 13



Figur 14