

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum  
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum  
9. September 2011 (09.09.2011)

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer  
**WO 2011/107247 A1**

(51) Internationale Patentklassifikation:

A61B 5/0215 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)  
A61B 5/107 (2006.01) A61B 5/03 (2006.01)  
G01L 9/12 (2006.01) A61B 5/07 (2006.01)  
G01L 9/00 (2006.01) H01G 5/16 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2011/000974

(22) Internationales Anmeldedatum:  
28. Februar 2011 (28.02.2011)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:  
10 2010 010 348.9 5. März 2010 (05.03.2010) DE

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): ALBERT-LUDWIGS-UNIVERSITÄT FREIBURG [DE/DE]; Stefan-Meier-Str. 8, 79104 Freiburg (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): WOIAS, Peter [DE/DE]; Maltererstr. 15, 79102 Freiburg (DE). ZENS, Martin [DE/DE]; Grünwälder Str. 16-18, 79098 Freiburg (DE). BINGGER, Philipp [DE/DE]; Wentzingerstr. 40, 79106 Freiburg (DE).

(74) Anwalt: RÖSLER, Uwe; Landsberger Str. 480a, 81241 München (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: IMPLANTABLE DEVICE FOR DETECTING A VESSEL WALL EXPANSION

(54) Bezeichnung : IMPLANTIERBARE VORRICHTUNG ZUM ERFASSEN EINER GEFÄSSWANDDEHNUNG

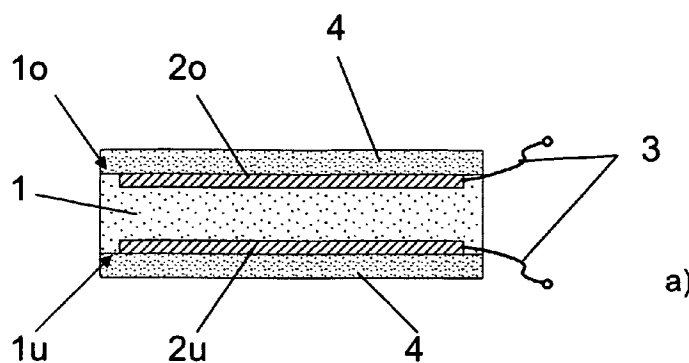
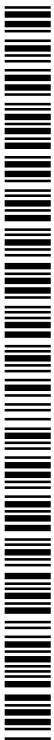


Fig. 1

(57) Abstract: An implantable device is described for detecting an expansion, i.e. an elastic deformation, of an intracorporeal vessel wall, with a support structure which contains dielectric polymer, has surface elasticity, can be applied directly or indirectly to the vessel wall and has at least one capacitive electrode arrangement, of which the assignable electrical capacitance can be influenced by an elastic deformation of the support structure. The invention is characterized in that the electrode arrangement has at least two electrodes, which each consist of an electrically conductive polymer and which each delimit at least on one side an intermediate space that influences the electrical capacitance of the electrode arrangement and that is completely filled with the dielectric polymer of the support structure.

(57) Zusammenfassung:

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]



WO 2011/107247 A1



---

Beschrieben wird eine implantierbare Vorrichtung zum Erfassen einer Dehnung, d.h. einer elastischen Verformung einer intrakorporalen Gefäßwand mit einer an die Gefäßwand mittel- oder unmittelbar applizierbaren, flächenelastisch ausgebildeten, dielektrisches Polymer enthaltende Trägerstruktur, die wenigstens eine kapazitive Elektrodenanordnung vorsieht, deren zuordenbare elektrische Kapazität durch eine elastischen Verformung der Trägerstruktur beeinflussbar ist. Die Erfindung zeichnet sich dadurch aus, dass die Elektrodenanordnung wenigstens zwei jeweils aus einem elektrisch leitfähigen Polymer bestehende Elektroden vorsieht, die jeweils wenigstens einseitig einen die elektrische Kapazität der Elektrodenanordnung beeinflussenden, vollständig mit dem dielektrischen Polymer der Trägerstruktur gefüllten Zwischenraum begrenzen.

## Implantierbare Vorrichtung zum Erfassen einer Gefäßwanddehnung

### **Technisches Gebiet**

Die Erfindung bezieht sich auf eine implantierbare Vorrichtung zum Erfassen einer Dehnung, d.h. einer elastischen Verformung einer intrakorporalen Gefäßwand, bspw. des Magens, der Speiseröhre, von Venen, Arterien etc., mit einer an die Gefäßwand mittel- oder unmittelbar applizierbaren, flächenelastisch ausgebildeten, dielektrisches Polymer enthaltenden Trägerstruktur, die wenigstens eine kapazitive Elektrodenanordnung vorsieht, deren zuordenbare elektrische Kapazität durch eine elastische Verformung der Trägerstruktur beeinflussbar ist.

### **Stand der Technik**

Implantierbare Vorrichtungen zur Erfassung von Formänderungen an Gefäßwänden dienen vornehmlich zur intrakorporalen Blutdruckmessung an blutführenden Gefäßen. Hierzu sind weitgehend biegeelastische Sensoren bekannt, die auf Basis kapazitiver oder resistiver Dehmessstreifen arbeiten und an der Gefäßaußenwand anbringbar sind ohne dabei die natürliche Gefäßwandverformung zu sehr zu beeinträchtigen.

Aus der DE 10 2005 035 022 A1 ist ein derartiger implantierbarer Blutdrucksensor zu entnehmen, der ein aus elastischem Material bestehendes, das blutführende Gefäß ringförmig umfassendes Mittel vorsieht, dessen Elastizität in etwa der Eigenelastizität der Gefäßwand entspricht, so dass das ringförmige Mittel das Blutdruck bedingte natürliche Verformungsverhalten der Gefäßwand nicht nachhaltig beeinträchtigt. Zur messtechnischen Erfassung des Verformungsverhaltens ist an dem ringförmigen

Mittel ein Dehnungsmessstreifen mit kapazitiv oder induktiv wirkenden Elektrodenstrukturen angebracht. Im Falle kapazitiv wirkenden Elektrodenstrukturen befinden sich die als Kondensatorelektroden ausgebildeten Elektrodenstrukturen an sich jeweils gegenüberliegenden Ringreihen, so dass die Kondensatorelektroden das blutführende Gefäß, gleichsam eines Dielektrikums beidseitig begrenzen.

Eine vergleichbare Sensoreinheit ist in der EP 1 635 158 A2 beschrieben, die zur Erfassung der pulsatischen Ausdehnung eines blutführenden Gefäßes wenigstens zwei in einem bandförmigen, zu einem Ring geschlossenen elastischen Trägerelement eingebrachte Kondensatorelektroden vorsieht, deren Plattenabstand durch den Durchmesser des blutführenden intrakorporalen Gefäßes bestimmt wird. Ganz wesentlich ist hier die Anordnung beider Kondensatorelektroden jeweils gegenüberliegend zum blutführenden Gefäß. Im Wege der pulsatischen Ausdehnung des Blutgefäßes ändert sich zugleich der Kondensatorplattenabstand und somit die elektrische Kapazität der Messanordnung. Zur Blutdruckbestimmung und Messdatenerfassung- und Übertragung ist zusätzlich eine mit den Kondensatorelektroden verbundene Planarspule zur Ausbildung eines Resonanzschwingkreises vorgesehen, dessen Resonanzfrequenz von der elektrischen Kapazität des drucksensiblen Sensors abhängt. Das von dem Resonanzschwingkreis auslesbare Signal kann mit einer extrakorporal vorgesehenen Empfangseinheit erfasst werden, das zudem ein Maß für die Formänderung des Blutgefäßes und letztlich ein Maß für den Blutdruck darstellt.

Beide vorstehend erläuterten bekannten implantierbaren Blutdruckmesssysteme weisen jeweils aus dünnem Metall, vorzugsweise aus Kupfer oder Gold gefertigte Kondensatorelektrodenflächen auf, die über keine oder nur über eine begrenzte Dehnbarkeiten verfügen. Um die natürliche Verformbarkeit des Blutgefäßes nicht zu beeinträchtigen gilt es daher die Elektrodenflächen möglichst klein zu wählen, wodurch jedoch die für die Blutdruckerfassung auswertbaren Signalpegel sehr klein werden.

Hinzu kommt, dass bei den bekannten implantierbaren Blutdruckmessaanordnungen, die Kondensatorelektrodenflächen relativ zum Blutgefäß einander gegenüber liegen. Sie formen damit einen elektrischen Kondensator, dessen Plattenabstand durch den Durchmesser des Blutgefäßes definiert wird. Das zwischenliegende Dielektrikum umfasst somit auch das Gewebematerial des Blutgefäßes sowie den durch das Blutgefäß hindurch strömenden Blutstrom, dessen Dielektrizitätskonstante aufgrund des pulsativen Strömungsverhaltens als nicht konstant angenommen werden muss. Darüber hinaus ist Blut elektrisch leitfähig, wodurch bei der kapazitiven Messung elektrische Verluste auftreten, die zusätzlich die auswertbaren Messsignalpegel beeinträchtigen. Ein weiterer Nachteil aufgrund der am zu vermessenden Gefäß gegenüber liegend angeordneten Kondensatorelektrodenflächen besteht auch im Auftreten von elektrischen Streufeldern, die aufgrund von Relativbewegungen des zu vermessenden Blutgefäßes zum umgebenden Gewebe auftreten, und die die Messergebnisse ebenso nachhaltig zu beeinträchtigen vermögen.

### **Darstellung der Erfindung**

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde eine implantierbare Vorrichtung zum Erfassen einer Dehnung, d.h. einer elastischen Verformung einer intrakorporalen Gefäßwand mit einer an die Gefäßwand mittel- oder unmittelbar applizierbaren, flächenelastisch ausgebildeten, dielektrisches Polymer enthaltenden Trägerstruktur, die wenigstens eine kapazitive Elektrodenanordnung vorsieht, deren zuordenbare elektrische Kapazität durch eine elastische Verformung der Trägerstruktur beeinflussbar ist, derart weiterzubilden, dass zum einen dafür Sorge getragen werden soll das natürliche Verformungsverhalten der Gefäßwand nicht zu beeinflussen und zum anderen die auswertbare Signalqualität und Signalstärke erheblich zu verbessern. Insbesondere gilt es Maßnahmen zu treffen, um verfälschende Störeinflüsse auf die Messsignale und letztlich auf das Messergebnis, wie beispielsweise durch Auftreten von Streufeldern oder durch zeitlich sich ändernde Dielektrizitätseigenschaften des zwischen den Elektrodenflächen vorhandenen Dielektrikums etc., zu vermeiden.

Die Lösung der der Erfindung zugrunde liegenden Aufgabe ist im Anspruch 1 angegeben. Den Erfindungsgedanken vorteilhaft weiterbildende Merkmale sind Gegenstand der Unteransprüche sowie der weiteren Beschreibung insbesondere unter Bezugnahme auf die Ausführungsbeispiele zu entnehmen.

Um das natürliche pulsatile Verformungsverhalten intrakorporaler Gefäßwände, die aus einem sehr weichen und hochflexiblen Gewebematerial bestehen, das typischerweise über ein E-Modul von 1 MPa und einem Dehnvermögen von 10 % und mehr verfügen, ohne jegliche Beeinflussung, d.h. ohne Einschnürung sowie lokaler Flächenversteifung der sich elastisch verformenden Gefäßwand, messtechnisch zu erfassen, wird ein aus hochelastischen und flexiblen Materialien bestehender, auf dem kapazitiven Messprinzip beruhender Dehnungsmesssensor vorgeschlagen, der keinen nennenswerten Störeinflüssen unterliegt und darüber hinaus die Möglichkeit vielgestaltiger Ausführungsformen bietet.

Lösungsgemäß zeichnet sich die implantierbare Vorrichtung zum Erfassen einer Dehnung, d.h. einer elastischen Verformung einer intrakorporalen Gefäßwand mit einer an die Gefäßwand mittel- oder unmittelbar applizierbaren, flächenelastisch ausgebildeten, dielektrisches Polymer enthaltende Trägerstruktur, die wenigstens eine kapazitive Elektrodenanordnung vorsieht, deren zuordenbare elektrische Kapazität durch eine elastische Verformung der Trägerstruktur beeinflussbar ist dadurch aus, dass die Elektrodenanordnung wenigstens zwei jeweils aus einem elektrisch leitfähigen Polymer bestehende Elektroden vorsieht, die jeweils wenigstens einseitig einen die elektrische Kapazität der Elektrodenanordnung beeinflussenden, vollständig mit dem dielektrischen Polymer der Trägerstruktur gefüllten Zwischenraum begrenzen.

Unter dem Begriff „Gefäßwand“ ist grundsätzlich eine intrakorporale, aus biologischem Gewebe bestehende Wand zu verstehen, wie beispielsweise die Gefäßwand von Arterien, Venen, Kapillaren oder Lymphgefäßen. Im lösungsgemäßen Zusammenhang sollen aber auch Organwände, wie die Magenwand, die Speiseröhre, Darmwand o. ä. mit umfasst sein.

Im Unterschied zu den bekannten, vergleichbaren implantierbaren Messvorrichtungen sieht die lösungsgemäße Vorrichtung eine, vorzugsweise vollständig aus elektrisch leitfähigem Polymer bestehende Elektrodenanordnung vor, die sowohl aufgrund ihrer materialinherenten flächenelastischen Eigenschaften als auch ihrer Form- und Größenwahl keine oder nur unwesentliche die natürlichen Dehnungseigenschaften der Gefäßwand beeinträchtigende Wirkung zeigt. Insbesondere zeichnet sich die als Kondensatorelektroden ausgebildete Elektrodenanordnung dadurch aus, dass die Kapazität der Elektrodenanordnung bestimmende Dielektrikum ausschließlich durch die Materialwahl der Trägerstruktur bestimmt ist, so dass es möglich ist, die Messvorrichtung bereits außerhalb des Körpers, d.h. „ex-vivo“ zu kalibrieren. Potentielle Messfehler, die von variablen Dielektrizitätskonstanten herrühren, wie beispielsweise bedingt durch einen dynamischen Blutstrom, der zwischen den Kondensatorelektroden hindurchströmt, können auf diese Weise bewusst vermieden werden.

Zur Erläuterung des Aufbaus einer lösungsgemäß ausgebildeten implantierbaren Vorrichtung, sowie deren vorteilhafte Weiterbildungen sei auf die nachstehenden Beschreibungen verwiesen, die auf die figürlich dargestellten konkreten Ausführungsbeispiele Bezug nehmen.

### **Kurze Beschreibung der Erfindung**

Die Erfindung wird nachstehend ohne Beschränkung des allgemeinen Erfindungsgedankens anhand von Ausführungsbeispielen unter Bezugnahme auf die Zeichnungen exemplarisch beschrieben. Es zeigen:

Fig. 1a-d Mehrseitendarstellungen eines ersten lösungsgemäß ausgebildeten Ausführungsbeispiels,

Fig. 2a-d lösungsgemäß ausgebildetes Ausführungsbeispiel mit strukturierter Elektrodenanordnung,

Fig. 3a-d Mehrseitenansicht eines lösungsgemäß ausgebildeten Ausführungsbeispiels mit Interdigitalelektrodenanordnung,

Fig. 4a-d Mehrseitenansicht einer Erweiterungsvariante zu Figur 3,

Fig. 5 Querschnitt durch ein Ausführungsbeispiel mit zusätzlicher Abschirmung,

Fig. 6 weitere Variante mit externer Abschirmung und

Fig. 7 Ausführungsbeispiel mit Abschirmelektroden.

### **Wege zur Ausführung der Erfindung, gewerbliche Verwendbarkeit**

In den Figuren 1a-d ist das Grundprinzip für den Aufbau einer lösungsgemäß ausgebildeten, implantierbaren Vorrichtung in einer Mehrseitendarstellung illustriert. Figur 1a zeigt einen Längsschnitt durch eine lösungsgemäß ausgebildete Vorrichtung, die eine Trägerstruktur 1 vorsieht, die aus einem dielektrischen Polymer, vorzugsweise aus einem hochelastischen Silikon besteht, das über eine Eigenelastizität verfügt, die mit der Elastizität einer intrakorporalen Gefäßwand vergleichbar ist, d.h. über ein E-Modul von etwa 1 MPa verfügt. Derartige Polymermaterialien sind dem Fachmann bekannt und industriell herstellbar. Die Trägerstruktur 1 ist flächig ausgebildet und weist eine Trägerstrukturoberseite 1o und eine Trägerstrukturunterseite 1u auf. Typischerweise besitzt die Trägerstruktur eine Dicke von einigen 10 bis einigen 100  $\mu\text{m}$ , beispielsweise 50  $\mu\text{m}$  bis 400  $\mu\text{m}$ . Sowohl an der Strukturoberseite 1o als auch an der Strukturunterseite 1u ist jeweils eine aus einer elektrisch leitfähigen Polymerschicht bestehende Elektrode 2o, 2u angebracht. Beide Elektroden 2o, 2u sind mit elektrischen Kontaktierungen 3, beispielsweise in Form dünner Drähte verbunden. Die Elektroden 2o, 2u sind im Ausführungsbeispiel gemäß Figur 1 flächig, streifenförmig ausgebildet und jeweils an der Trägerstrukturoberseite 1o sowie Trägerstrukturunterseite 1u eingebettet, d.h. jeweils

auch seitlich von einem umlaufenden Trägerstrukturkragen umgeben. Figur 1b zeigt in einer Schnittdarstellung die Draufsicht auf die Trägerstruktueroberseite 1o mit der darin eingebetteten oberen Elektrodenschicht 2o.

Zu Zwecken einer elektrischen Isolation und Kapselung der aus elektrisch leitfähigem Polymer bestehenden Elektroden 2o, 2u ist zumindest an der Ober- und Unterseite der Trägerstruktur 1 jeweils eine Isolationsschicht 4 aufgebracht, die aus dem gleichen flächenelastischen, dielektrischen Polymer der Trägerstruktur bestehen kann oder aus einem von der Trägerstruktur unterschiedlichen Polymermaterial, das jedoch über vergleichbare Elastizitätseigenschaften verfügt. Nur aus Gründen einer besseren Veranschaulichung ist in der Draufsichtdarstellung gemäß Figur 1b die obere Isolationsschicht 4 weggelassen worden.

Die Querschnittsdarstellung gemäß Figur 1c verdeutlicht die Anbringung jeweils der oberen und unteren elektrisch leitfähigen Polymerelektrodenschicht 2o und 2u, die jeweils auch seitlich von der Trägerstruktur 1 umschlossen sind. Die Elektroden 2o, 2u schließen einen gegenseitigen Abstand ein, der vollständig mit dem hochelastischem Polymer der Trägerstruktur 1 ausgefüllt ist. Somit trägt ausschließlich das Polymermaterial der Trägerstruktur als Dielektrikum zur Kapazität der Elektrodenanordnung bei. Bedingt durch eine mechanische Verformung der in Figur 1 illustrierten Elektrodenanordnung samt Trägerstruktur und der darauf jeweils aufgetragenen Isolationsschichten 4 kommt es zu einer Änderung des Elektrodenabstandes zwischen den beiden leitfähigen Polymerschichten, wodurch eine messbare Kapazitätsänderung die Folge ist. Zur Kapazitätsmessung wird zwischen beiden Elektroden 2o, 2u eine elektrische Potentialdifferenz angelegt, die über die beiden Kontaktdrähte 3 applizierbar ist.

Eine Möglichkeit zur Auslesung des Sensors besteht darin, die Kontaktdrähte 3 mit einer ebenfalls implantierbaren elektrischen Ausleseeinheit mit integrierter Energiequelle, bspw. Batterie, zu verbinden, oder die Energieversorgung durch Bereitstellen einer extrakorporal drahtlosen Energieversorgungstechnik zu bewerkstelligen. Hierzu sind die Elektroden 2o, 2u über die Kontaktdrähte 3 mit einer

geeignet ausgebildeten Induktivität zu verbinden, die gleichsam der Elektroden 2o, 2u innerhalb der Trägerstruktur 1 implementiert bzw. eingebettet ist. Mit Hilfe einer extrakorporal vorgesehenen Spule kann durch induktive Kopplung elektrische Energie in die intrakorporal innerhalb der Trägerstruktur 1 vorgesehene Induktivität eingekoppelt werden.

Die verformungsbedingte Kapazitätsänderung kann gleichfalls mit Hilfe der extrakorporal vorgesehenen Energieversorgungseinheit, die typischerweise eine Antenneneinheit darstellt, erfasst werden, zumal die innerhalb der Trägerstruktur und mit den kapazitiven Elektroden 2o, 2u verbundene Induktivität einen Schwingkreis bildet, dessen Resonanzfrequenz wesentlich durch die Kapazität der kapazitiven Elektrodenanordnung bestimmt ist. Eine Kapazitätsänderung spiegelt sich in einer Änderung der Resonanzfrequenz des Schwingkreises wieder, die wiederum mit Hilfe der extrakorporal vorgesehenen Antenneneinheit erfassbar ist. Eine derartige drahtlose Messsignalerfassung ist dem Fachmann auch als GRID-Dipping bekannt.

Figur 1d zeigt in perspektivischer Darstellung die lösungsgemäß ausgebildete implantierbare Vorrichtung, bei der zur Sichtbarmachung der oberen Elektrode 2o die obere Isolatorschicht 4 leicht abgehoben dargestellt ist. Der lediglich abschnittsweise in Figur 1 dargestellte Schichtverbund aus den Isolatorschichten 4, den Elektrodenschichten 2o, 2u und der dazwischen liegenden Trägerstruktur 1 ist typischerweise als Längsstreifen mit einer Streifenlänge ausgebildet, der einmalig bündig um den Außenumfang eines blutführenden Gefäßes angelegt werden kann. Zur Befestigung des streifenförmig ausgebildeten Schichtverbundes an der intrakorporalen Gefäßwand werden vorzugsweise beide Streifenbereichsenden mittels Klebe-, Schweiß-, Klemm- oder Nähetechnik aneinander fest gefügt.

Die Herstellung des in Figur 1 illustrierten Blutdrucksensors erfolgt vorzugsweise schichtförmig, indem auf einer ersten, unteren Dielektrikumschicht 4 eine weitgehend unstrukturierte, vorzugsweise rechteckförmig ausgebildete Elektrodenfläche 2u aufgebracht wird, indem ein elektrisch leitfähiges Polymer bspw. im fließfähigen Zustand oder in einer vorgefertigter festen Folienform auf die Oberfläche des

Dielektrikums 4 aufgebracht wird. Nachfolgend wird das elektrisch isolierende Dielektrikum der Trägerstruktur aufgebracht, wobei die untere Elektrodenfläche 2u vollständig sowohl seitlich als auch an ihrer freien Oberfläche von dem Trägerstrukturmaterial umgossen bzw. umschlossen wird. Schließlich erfolgt das Aufbringen der oberen Elektrode 2o und der darauf aufgetragenen Dielektrikumschicht 4. Wie bereits vorstehend erläutert beträgt der Abstand zwischen beiden Elektrodenschichten 2o, 2u, d.h. die Dicke des Dielektrikums innerhalb der Trägerstruktur 1 etwa 50 µm bis 400 µm, vorzugsweise jedoch 100 µm. Die Dicken der Elektrodenschichten 2o, 2u sind in etwa gleich groß oder dünner dimensioniert als die Trägerstrukturdicke. In vorteilhafter Weise sind beide Elektroden 2o, 2u deckungsgleich vertikal übereinander angeordnet, um einen maximalen Überdeckungsgrad zu realisieren. Gleichwohl ist es jedoch auch möglich, die Elektroden 2o, 2u in geeigneter Weise versetzt zueinander anzuordnen oder an diesen zusätzliche Kontaktierungselemente vorzusehen, um mögliche Feinabstimmungen zur Anpassung des Resonanzschwingkreises vornehmen zu können.

Eine in Figur 2a-d illustrierte zweite Ausführungsform für eine lösungsgemäß implantierbar ausgebildete Vorrichtung verfügt grundsätzlich über die gleichen Komponenten wie das in Figur 1 illustrierte Ausführungsbeispiel – es werden die gleichen Bezugszeichen für bereits beschriebenen gleiche Komponenten verwendet –, jedoch sind in diesem Fall die Elektrodenflächen 2o, 2u nicht in Form unstrukturierter rechteckförmig ausgebildeter Flächenelektroden, sondern strukturiert in Form z.B. eines Zick-Zack-Musters (siehe hierzu Draufsichtdarstellung gemäß Figur 2b) ausgebildet. Durch die Zick-Zack-förmige Strukturierung sowohl der oberen als auch der unteren Elektrode 2o, 2u wird eine wesentlich höhere Flächenelastizität der kapazitiv wirkenden Elektroden 2o, 2u erreicht im Vergleich zur vorstehend beschriebenen, unstrukturierten Ausführungsform der Elektroden 2o, 2u. In vorteilhafter Weise sind die strukturierten Elektroden 2o, 2u in orthogonaler Projektion auf die Trägerstrukturober- und -unterseite 1o, 1u möglichst deckungsgleich angeordnet. Wie im Falle des Ausführungsbeispiels in Figur 1 befindet sich zwischen beiden strukturierten Elektroden 2o, 2u ausschließlich

dielektrisches Polymer, vorzugsweise elastisches dehnfähiges Silikon, das das Dielektrikum für die kapazitive Elektrodenanordnung darstellt.

Die Strukturierung der Elektroden 2o, 2u kann mit Hilfe einer Laserbearbeitung vorgenommen werden, beispielsweise können unstrukturierte, rechteckförmig ausgebildete elektrisch leitfähige Polymerschichten, die bereits auf der Trägerstruktur aufgebracht sind, mit Hilfe eines vom Material des elektrisch leitfähigen Polymers absorbierenden Lasers bearbeitet werden, der das dielektrische Trägerstrukturmaterial weitgehend absorptionsfrei zu durchdringen vermag. Mit Hilfe des Laserbearbeitungsverfahrens können nicht nur nahezu beliebige zweidimensionale Strukturen aus einer homogen applizierten, elektrisch leitfähigen Polymerschicht herausgearbeitet werden, zusätzlich ist es möglich, die Begrenzungskanten der strukturierten Elektrodenschicht in Bezug auf ihre Flankensteilheit entsprechend zu formen. Auf diese Weise können die sich zwischen beiden durch das Dielektrikum der Trägerstruktur beabstandeten Elektroden ausbildenden elektrischen Felder in vorteilhafter Weise unter Vermeidung störender Streufelder ausgebildet bzw. optimiert werden.

Neben einer verbesserten Dehnbarkeit vermeiden strukturierte Elektroden, vorzugsweise in der aus den Figuren 2b und d entnehmbaren Weise, bei großen Verformungen Brüche oder Rissbildungen und verhelfen somit dem Sensor zu einer größeren Robustheit und längeren Lebensdauer.

In den beiden vorstehend beschriebenen Ausführungsformen befinden sich die aus elektrisch leitfähigem Polymer bestehenden Elektroden 2o, 2u in zwei unterschiedlichen Parallelebenen innerhalb der Trägerstruktur 1, im weiteren werden Ausführungsformen beschrieben, in denen beide Elektroden in einer einzigen Ebene angeordnet sind und somit eine deutlich dickenreduziertere Ausbildung der implantierbaren Vorrichtung ermöglichen.

In den Figuren 3a bis 3d ist gleichsam den vorstehenden Figuren 1 und 2 eine Mehrseitenansichtdarstellung von einer implantierbaren Vorrichtung gezeigt, bei der die aus elektrischem Polymer bestehenden Elektroden als

Interdigitalstrukturelektroden ausgebildet sind. Dies geht insbesondere aus der Draufsichtdarstellung gemäß Figur 3b hervor, die eine mittlere Schnittebene durch die Trägerstruktur 1 zeigt, in der zwei als Interdigitalelektroden ausgebildete Elektroden 5, 6 angeordnet bzw. eingebettet sind. Figur 3a zeigt einen entsprechenden Längsschnitt durch die implantierbare Vorrichtung mit beidseitig auf der Trägerstruktureber- und unterseite 1o, 1u aufgetragenen Isolatorschichten 4. Figur 3c zeigt einen entsprechenden Querschnitt durch die Vorrichtung. Figur 3d illustriert eine perspektivische Gesamtschau der schichtförmig aufgebauten implantierbaren Vorrichtung, bei der zur Visualisierung der Interdigitalelektrodenanordnung 5, 6 der Schichtaufbau in zwei einander vertikal beabstandete Hälften dargestellt ist.

Die aus elektrisch leitfähigem Polymer bestehenden und in Form einer Interdigitalstruktur ausgebildeten Elektroden 5, 6 weisen jeweils sich gegenseitig berührungslos ineinander greifende Fingerstrukturen innerhalb einer Ebene auf. Der Raum zwischen den in der Ebene jeweils gegenüber liegenden Interdigitalelektrodenstrukturen ist mit dem hochelastischem polymeren Trägerstrukturmaterial, vorzugsweise Silikon vollständig gefüllt, das als Dielektrikum zwischen den Elektroden dient. Bei Applikation einer elektrischen Potentialdifferenz zwischen beiden Elektrodenstrukturen 5,6 bilden sich zwischen den sich unmittelbar gegenüber liegenden Elektrodenflächen nicht nur elektrische Feldlinien, die senkrecht auf den Elektrodenflächen stehen, hinzukommen elliptisch geformte Feldlinienverläufe zwischen den Fingerelektrodenstrukturen, die in die Trägerstruktur 1 ober- und unterhalb der Elektrodenebene 5,6 verlaufen, die einen wesentlichen Beitrag zur messbaren Kapazität liefern. Durch eine mechanische Verformung des in Figur 3 illustrierten Sensors kommt es zu einer Änderung des Abstandes zwischen den einzelnen Elektrodenstrukturfingern der Interdigitalelektrodenstruktur, wodurch sich die Kapazität der Elektrodenanordnung höchst sensibel zu ändern vermag, die gemessen werden kann.

Die aus der Bildendarstellung in Figur 3b und 3d entnehmbare Interdigitalelektrodenanordnung ist lediglich als stilisierte schematische Wiedergabe

einer klassischen Interdigitalelektrodenstruktur anzusehen. Mit Hilfe der bereits erwähnten Laserbearbeitung können sehr filigrane Interdigitalelektrodenstrukturen aus flächig abgeschiedenen Polymerschichten geformt werden, die elastizitätsoptimiert ausgebildet sind. Eine mögliche Ausführungsform derartiger elastizitätsoptimierter Elektrodenstrukturen stellen jeweils Hufeisen-förmig ausgebildete Leiterbahnen dar, die durch Aneinanderreihen von  $120^\circ$  geschwungenen Hufeisenpaaren gebildet werden.

Eine weitere Ausführungsform für eine implantierbare Vorrichtung mit einer Interdigitalelektrodenstrukturordnung ist in den Figuren 4a-d dargestellt, die im Vergleich zum Ausführungsbeispiel gemäß Figur 3 über eine weitere Interdigitaltelektrode 7 verfügt, die in einer zweiten Ebene innerhalb der Trägerstruktur 1 angeordnet ist, die parallel zur ersten Ebene orientiert ist, in der die in Figur 3 illustrierte Interdigitalelektrodenstrukturordnung 5,6 platziert ist. Im Besonderen ist die weitere Interdigitalelektrodenstruktur 7 parallel zur Interdigitalelektrodenstruktur 5 angeordnet. Gleichsam den vorstehenden Figuren ist der Figur 4a eine Längsschnittdarstellung, 4b eine Draufsichtdarstellung sowie Figur 4c eine Querschnittsdarstellung durch die Elektrodenanordnung dargestellt.

Durch die zusätzliche in der zweiten Ebene vorgesehene Interdigitalelektrodenstruktur 7 ist ein sogenannter Differentialkondensator realisiert. Mit dem Design des Differentialkondensators lassen sich Störungen insbesondere alle Gleichtaktstörungen wie z.B. parasitäre Kapazitäten, Offsetfehler, Betriebsspannungs- und Temperatureinflüsse effektiv unterdrücken. Zudem erhöht sich die Sensitivität des Sensors für Verformungen sowohl in der Längs-, d.h. x-Richtung als auch in der orthogonal zur Längsrichtung orientierten Raumrichtung y. Das Prinzip eines Differentialkondensators sei am Ersatzschaltbild gemäß Figur 4d erläutert: In Figur 4d linke Darstellung ist ein Ausschnitt des Längsschnitt gemäß Figur 4a illustriert, aus dem die Interdigitalelektrodenanordnung 5, 6 sowie die in der zweiten Ebene dazu separat angeordnete Interdigitalelektrodenstruktur 7 zu entnehmen sind. So sei angenommen, dass die Trägerstruktur 1 in der linken Bildendarstellung gemäß Figur 4d eine Streckung in x-Richtung erfährt, wodurch die

Abstände zwischen den Interdigitalelektroden 5,6 vergrößert werden, wodurch sich die Kapazitäten  $C_{x1}$  und  $C_{x2}$  jeweils verringern. Zugleich erfährt die Trägerstruktur 1 in y-Richtung durch die Querkontraktion eine Kompression, wodurch die Abstände zwischen den Interdigitalelektrodenstrukturen 5 und 7 geringer werden und sich somit die Kapazitäten  $C_{y1}$  und  $C_{y2}$  entsprechend gegensinnig zu  $C_{x1}$  und  $C_{x2}$  vergrößern. Mit einem entsprechenden Design lassen sich die Kapazitäten und die Kapazitätsänderungen gleich dimensionieren. Mit Hilfe des in der rechten Bildendarstellung gemäß Figur 4d veranschaulichten Ersatzschaltbild erhöht sich die Selektivität des Sensors bei dieser Messweise sowohl bei Verformungsänderungen in x- als auch in y-Richtung. Zudem wird eine effektive Störunterdrückung erreicht.

Kapazitive Sensoren erzeugen grundsätzlich je nach ihrem konstruktiven Aufbau elektromagnetische Streufelder, die, je nach Ausprägung in das räumliche Umfeld der Kondensatoranordnung hineinreichen kann. Ändern sich die elektrischen bzw. dielektrischen Eigenschaften des Umfeldes können die im Umfeld wirksamen Streufelder letztlich auf die Kapazität des Sensors rückwirken und diese beeinflussen. Gilt es kapazitive Messungen mit nur geringen Signalpegeln, wie dies bei der lösungsgemäßen Vorrichtung der Fall ist, durchzuführen, so ist es wünschenswert jegliche störenden, die Messergebnisse beeinflussenden Fehlerquellen zu unterdrücken. Insbesondere gilt es die Sensorsignalverfälschung aufgrund von Streufeldern und deren umgebungsbedingten Rückkopplung auf das Messsignal zu minimieren. Eine Möglichkeit diesen Störeffekt zu reduzieren besteht in einer gezielten Fokussierung der sich zwischen den Elektrodenstrukturen ausbildenden elektrischen Feldlinien auf den Bereich zwischen den Elektroden. So ist es grundsätzlich bekannt, dass elektrische Feldlinien in einem dielektrischen Material mit hoher Dielektrizitätskonstante besser „geführt“ werden als in einem Material mit geringerer Dielektrizitätskonstante. Dieser Effekt wird in einem bevorzugten Ausführungsbeispiel der lösungsgemäßen implantierbaren Vorrichtung genutzt, indem die Elektrodenstrukturen mit den zwischen den Elektroden eingebrachten dielektrischen Polymaterial der Trägerstruktur gesamtheitlich von einem Material umgeben werden, das eine höhere Dielektrizitätskonstante aufweist als das im weiteren Umfeld vorhandene Material. Auf diese Weise wird das

elektrische Feld auf einen definierten Raum um die Elektrodenanordnung lokalisiert, wodurch der Einfluss möglicher mit der Umgebung in Wechselwirkung tretender Streueffekte reduziert wird. Zur Illustration eines diesbezüglichen bevorzugten Ausführungsbeispiels sei auf Figur 5 hingewiesen, die einen Querschnitt in der lösungsgemäß ausgebildeten Vorrichtung zeigt. An der Trägerstrukturoberseite sowie auch Trägerstrukturunterseite sind jeweils zwei Elektroden 2o, 2u angebracht, gleichsam dem Ausführungsbeispiel in Figur 1, die zusätzlich mit einer hochelastischen dielektrischen Polymerschicht 8 umgeben sind, deren zuordenbare Dielektrizitätskonstante geringer ist als die Dielektrizitätskonstante des dielektrischen Polymers der Trägerstruktur 1. Eine vergleichbare Ummantelung kann auch eine Vorrichtung mit Interdigitalelektrodenstruktur gemäß Figur 6 erhalten, die vollständig mit einer Isolatorschicht 8 umgeben ist, deren Dielektrizitätskonstante geringer ist als die Dielektrizitätskonstante des Dielektrikums der Trägerstruktur 1.

Zusätzlich kann die Ausbreitung von Streufeldern durch eine geeignete Anpassung der Strukturgrößen der einzelnen Komponenten der Vorrichtung reduziert werden. Wählt man beispielsweise den Elektrodenabstand zwischen zwei Elektroden klein gegenüber ihrer flächigen bzw. lateralen Ausdehnung, so bleibt das elektrische Feld aufgrund des geringen Elektrodenabstandes im wesentlichen innerhalb der Kondensatorstruktur fokussiert und vermag nicht in das Umfeld zu streuen.

Eine weitere Möglichkeit Störeinflüsse zu reduzieren besteht darin, die Elektrodenstrukturen vollständig oder partiell mit extra vorzusehenden Abschirmelektroden äußerlich zu umgeben. Mit Hilfe derartiger äußerlich angebrachter Abschirmelektroden, die auf ein definiertes elektrisches Potential zu legen sind, werden die von den kapazitiven Elektroden ausgehenden Streufeldern regelrecht daran gehindert in den die Sensoreinheit umgebenden Raumbereich „einzudringen“. In der gleichen Weise können externe Störfelder von außen nicht in die kapazitive Sensorstruktur „eindringen“.

Um die Eigenelastizität der Sensorvorrichtung nicht signifikant zu beeinträchtigen werden Abschirmelektroden lediglich dort lokal vorgesehen, wo eine mögliche

Streifeldabstrahlung von den Elektrodenstrukturen maximal ist. Vorzugsweise werden die Abschirmelektroden in Form einer Gitterstruktur ausgeführt, so dass die elastische Verformbarkeit der gesamten Sensorvorrichtung im Wesentlichen erhalten bleibt. Im Falle von kapazitiven Interdigitalelektrodenstrukturen, wie dies beim Ausführungsbeispiel gemäß der Figur 3 und 4 der Fall ist, können die Abschirmelektroden in der gleichen Form strukturiert sein wie die Interdigitalelektroden selbst. Ein derartiges Ausführungsbeispiel ist aus Figur 7 zu entnehmen, das zu besserer Illustration in Schichten dargestellt ist, die zusammenzufügen sind.

So ist für jede Interdigitalelektrode 5, 6 eine eigene Abschirmelektrode 5o, 5u, 6o, 6u vorgesehen, welche dieselbe Grundform wie die Interdigitalelektrode 5, 6 selbst aufweist und, getrennt durch eine isolierende Trägerstrukturzwischenschicht 1', oberhalb bzw. unterhalb von dieser angebracht wird. Dadurch wird die Streukapazität zwischen den Interdigitalelektroden 5, 6 und den Abschirmelektroden 5o, 5u, 6o, 6u möglichst weitgehend minimiert, insbesondere dann, wenn das Potential jeder Abschirmelektrode 5u, 5o, 6u, 6o dem Potential der jeweils zugehörigen Interdigitalelektrode 5, 6 nachgeführt wird.

Selbstverständlich ist es jedoch auch möglich, die Abschirmelektroden unterschiedlich von Form und Größe der kapazitiven Elektrodenanordnung auszubilden und anzuordnen.

Eine nicht weiter illustrierte Ausführungsform basiert gleichfalls auf einer Interdigitalstruktur, die sich jedoch durch ein besonders hohes Aspektverhältnis der Fingerstrukturen auszeichnet. Hierbei setzt sich die zu messende Kapazität hauptsächlich aus dem parallelen elektrischen Feld zusammen, welches sich zwischen zwei gegenüberliegenden Elektrodenstrukturen ausbildet. Fertigungstechnisch lässt sich ein solcher kapazitiver Dehnungsmessstreifen derart konstruieren, dass ein Streifen des hochelastischen Silikonwerkstoffes beidseitig mit dem elektrisch leitfähigen Polymer beschichtet wird. Die Beschichtung kann beispielsweise in Raketentechnik oder durch Bedampfen erfolgen. Anschließend wird

der beschichtete Streifen mäanderförmig aufgerollt und mit dem hochelastischen Silikonwerkstoff vergossen. Durch Kontaktierung der leitfähigen Schichten und anlegen einer Potentialdifferenz kann auch hier eine Kapazität messtechnisch erfasst werden. Bedingt durch mechanische Verformung kommt es bei dieser Anordnung zu einer Änderung des Raumes zwischen den leitfähigen Schichten. Dieser Raumunterschied resultiert in einer Änderung der Kapazität, welche eine messtechnisch erfassbare Größe darstellt.

Wie bereits erwähnt erlaubt das lösungsgemäße kapazitive Sensorprinzip eine drahtlose Auslesung des elektrischen Messsignals mit Hilfe des bekannten sogenannten „Grid Dipping“-Prinzips. Dabei wird die Sensorkapazität der Elektrodenanordnung mit einer elektrischen Induktivität zu einem elektrischen Schwingkreis verbunden. Die Induktivität ist konstruktiv so gestaltet, dass ein elektromagnetisches Wechselfeld, das von außen von einem Sender eingestrahlt wird, einen elektrischen Wechselstrom im Schwingkreis induzieren kann. Wenn die Frequenz des äußeren Wechselfeldes der elektrischen Resonanzfrequenz des Schwingkreises entspricht, dann gerät der Schwingkreis in elektrische Resonanz und entnimmt dabei dem äußeren Wechselfeld ein Maximum an Feldenergie. Diese Abnahme der Feldenergie kann vom Sender des äußeren Wechselfeldes erkannt werden. Wenn nun der äußere Sender ein Wechselfeld mit zeitlich variabler Frequenz aussendet, dann wird er ein selektives Einbrechen der Feldenergie bei der Resonanzfrequenz des Schwingkreises erkennen. Dies erlaubt, dessen Resonanzfrequenz von außen zu bestimmen. Die Resonanzfrequenz eines Schwingkreises aus der kapazitiven Elektrodenanordnung und der Induktivität hängt nach bekannten physikalischen Gesetzmäßigkeiten vom konstanten Induktivitätswert der Spule und der variablen Kapazität der Elektrodenanordnung ab. Somit ist, über die detektierte variable Resonanzfrequenz, die Kapazität drahtlos erfassbar.

In einer praktischen Ausführungsform wird die Induktivität direkt in der Trägerstruktur integriert. Die Verbindung mit der Sensorkapazität erfolgt ebenfalls innerhalb der Trägerstruktur. Auf diese Weise können alle elektrischen Leitungen innerhalb der Trägerstruktur geschützt werden. Eine elektrische Durchführung von Leitungen nach

außen ist nicht mehr erforderlich. Zudem kann die Auslesung des Sensorsignales über eine bestimmte Entfernung drahtlos erfolgen.

**Bezugszeichenliste**

1	Trägerstruktur
2	Elektrodenanordnung
2o	obere Elektrode
2u	untere Elektrode
3	Kontaktdraht
4	Isolatorschicht
5,6	Elektroden
5u, 5o, 6u, 6o	Abschirmelektroden
7	zusätzliche Interdigitalelektrode
8	Abschirmschicht

### Patentansprüche

1. Implantierbare Vorrichtung zum Erfassen einer Dehnung einer intrakorporalen Gefäßwand mit einer an die Gefäßwand mittel- oder unmittelbar applizierbaren, flächenelastisch ausgebildeten, dielektrisches Polymer enthaltende Trägerstruktur, die wenigstens eine kapazitive Elektrodenanordnung vorsieht, deren zuordenbare elektrische Kapazität durch eine elastischen Verformung der Trägerstruktur beeinflussbar ist, dadurch **gekennzeichnet**, dass die Elektrodenanordnung wenigstens zwei jeweils aus einem elektrisch leitfähigen Polymer bestehende Elektroden vorsieht, die jeweils wenigstens einseitig einen die elektrische Kapazität der Elektrodenanordnung beeinflussenden, vollständig mit dem dielektrischen Polymer der Trägerstruktur gefüllten Zwischenraum begrenzen.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch **gekennzeichnet**, dass das dielektrische Polymer der Trägerstruktur ein hochelastisches Silikon ist, das über eine Elastizität verfügt, die mit der Elastizität der intrakorporalen Gefäßwand vergleichbar ist.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch **gekennzeichnet**, dass die Trägerstruktur flächig ausgebildet ist und eine Trägerstrukturober- und –unterseite aufweist, und dass auf der Trägerstrukturober- und –unterseite jeweils eine Elektrode in Form einer elektrisch leitfähigen strukturierten oder unstrukturierten Polymerschicht aufgebracht ist.

4. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch **gekennzeichnet**, dass die elektrisch leitfähigen strukturierten oder unstrukturierten Polymerschichten eine Schichtdicke aufweisen, die kleiner oder gleich als eine der Trägerstruktur zuordenbare Trägerdicke ist, durch die beide elektrisch leitfähigen Polymerschichten voneinander beabstandet sind.
5. Vorrichtung nach Anspruch 3 oder 4, dadurch **gekennzeichnet**, dass die elektrisch leitfähigen, strukturierten oder unstrukturierten Polymerschichten in Form und Größe ähnlich oder identisch ausgebildet und in Projektion orthogonal zur Trägerstrukturober- und -unterseite zumindest teilweise überlappend angeordnet sind.
6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 5, dadurch **gekennzeichnet**, dass zumindest die an der Trägerstrukturober- und -unterseite aufgebracht elektrisch leitfähigen Polymerschichten jeweils mit einer elastischen elektrischen Isolatorschicht bedeckt sind.
7. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch **gekennzeichnet**, dass die Trägerstruktur flächig ausgebildet ist und eine Trägerstrukturober- und -unterseite aufweist, dass in einer sich zwischen der Trägerstrukturober- und -unterseite erstreckenden und parallel zu der Trägerstrukturober- und -unterseite orientierten ersten Ebene die wenigstens zwei Elektroden vorgesehen sind, die in dieser Ebene lateral zueinander beabstandet und vollständig von dem dielektrischen Polymer der Trägerstruktur umgeben sind.
8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch **gekennzeichnet**, dass die Elektroden in Form einer Interdigitalelektrodenstruktur ausgebildet sind, d.h. beide Elektroden weisen jeweils einen länglichen Elektrodenabschnitt auf, von dem jeweils orthogonal zu dessen Längserstreckung fingerartig ausgebildete Elektrodensegmente, so genannte Fingerelektroden abzweigen, von denen jeweils zwei längs des länglichen

Elektrodenabschnittes unmittelbar benachbarte Fingerelektroden einen U-förmigen Zwischenraum mit begrenzen, in den jeweils eine Fingerelektrode der gegenüberliegenden Elektrode hineinragt.

9. Vorrichtung nach Anspruch 7 oder 8, dadurch **gekennzeichnet**, dass in einer zweiten Ebene, die sich zwischen der Trägerstrukturober- und -unterseite erstreckt und parallel zur ersten Ebene orientiert ist und mit dieser nicht zusammenfällt, wenigstens eine weitere Elektrode vorgesehen ist, die in Form und Größe ähnlich oder identisch mit einer in der ersten Ebene befindlichen Elektrode ist und in orthogonaler Projektion zu beiden Ebenen zumindest teilweise überlappend zu dieser in der ersten Ebene befindlichen Elektrode angeordnet ist.

10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch **gekennzeichnet**, dass die wenigstens zwei Elektroden jeweils mit einem elektrischen Kontaktierungsmittel verbunden sind, an die wenigstens eine Induktivität zur Ausbildung eines Schwingkreises angeschlossen ist.

11. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch **gekennzeichnet**, dass die Trägerstruktur mit der an oder innerhalb der Trägerstruktur vorgesehenen Elektroden mit einem dielektrischen Polymermaterial zumindest teilweise ummantelt ist, dessen Dielektrizitätskonstante niedriger ist als die Dielektrizitätskonstante des dielektrischen Polymers der Trägerstruktur.

12. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch **gekennzeichnet**, dass jeder Elektrode eine Abschirmelektrode zugeordnet ist, dass zwischen der jeweiligen Abschirmelektrode und der ihr zugeordneten Elektrode eine dielektrische Schicht vorgesehen ist, und dass die jeweilige Abschirmelektrode an einer der Elektrodenanordnung jeweils abgewandten Seite relativ zu der ihr zugeordneten Elektrode angeordnet ist.

13. Vorrichtung nach Anspruch 12,

dadurch **gekennzeichnet**, dass die Abschirmelektrode aus einer elektrisch leitenden strukturierten oder unstrukturierten Polymerschicht besteht und über jeweils ein Verbindungsmittel elektrisch kontaktierbar ist.

14. Verfahren zur Herstellung einer implantierbare Vorrichtung zum Erfassen einer Dehnung, d.h. einer elastischen Verformung einer intrakorporalen Gefäßwand nach einem der Ansprüche 1 bis 13,

dadurch **gekennzeichnet**, dass wenigstens eine elektrisch leitfähige Polymerschicht in einem Werkstoffverbund eingebracht oder aufgebracht wird, und dass zu Zwecken der Strukturierung der elektrisch leitfähigen Polymerschicht die Polymerschicht mit einem Laserstrahl bearbeitet wird, dessen Wellenlänge von der elektrisch leitenden Polymerschicht absorbiert und von der Trägerstruktur nicht oder vernachlässigbar gering absorbiert wird.

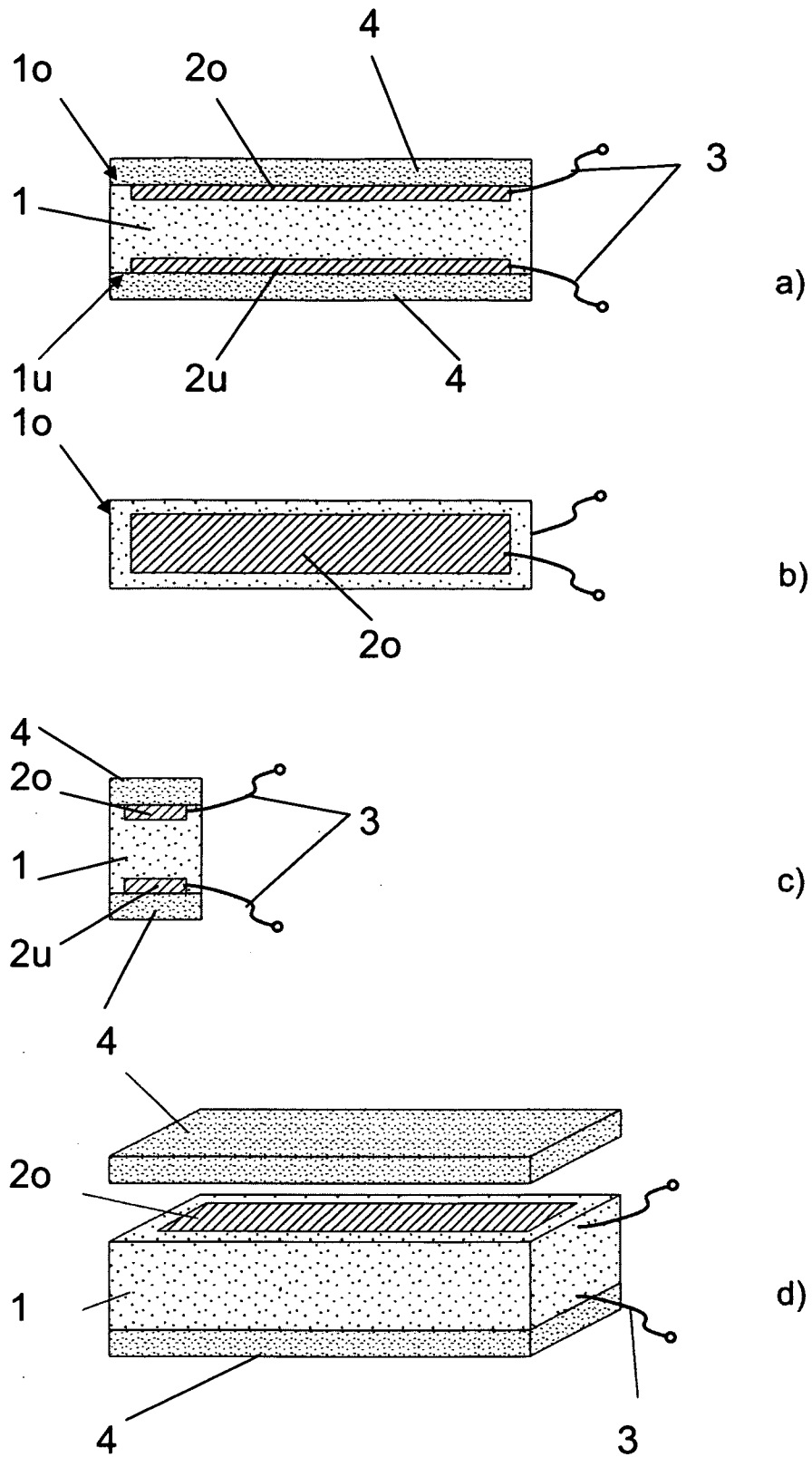


Fig. 1

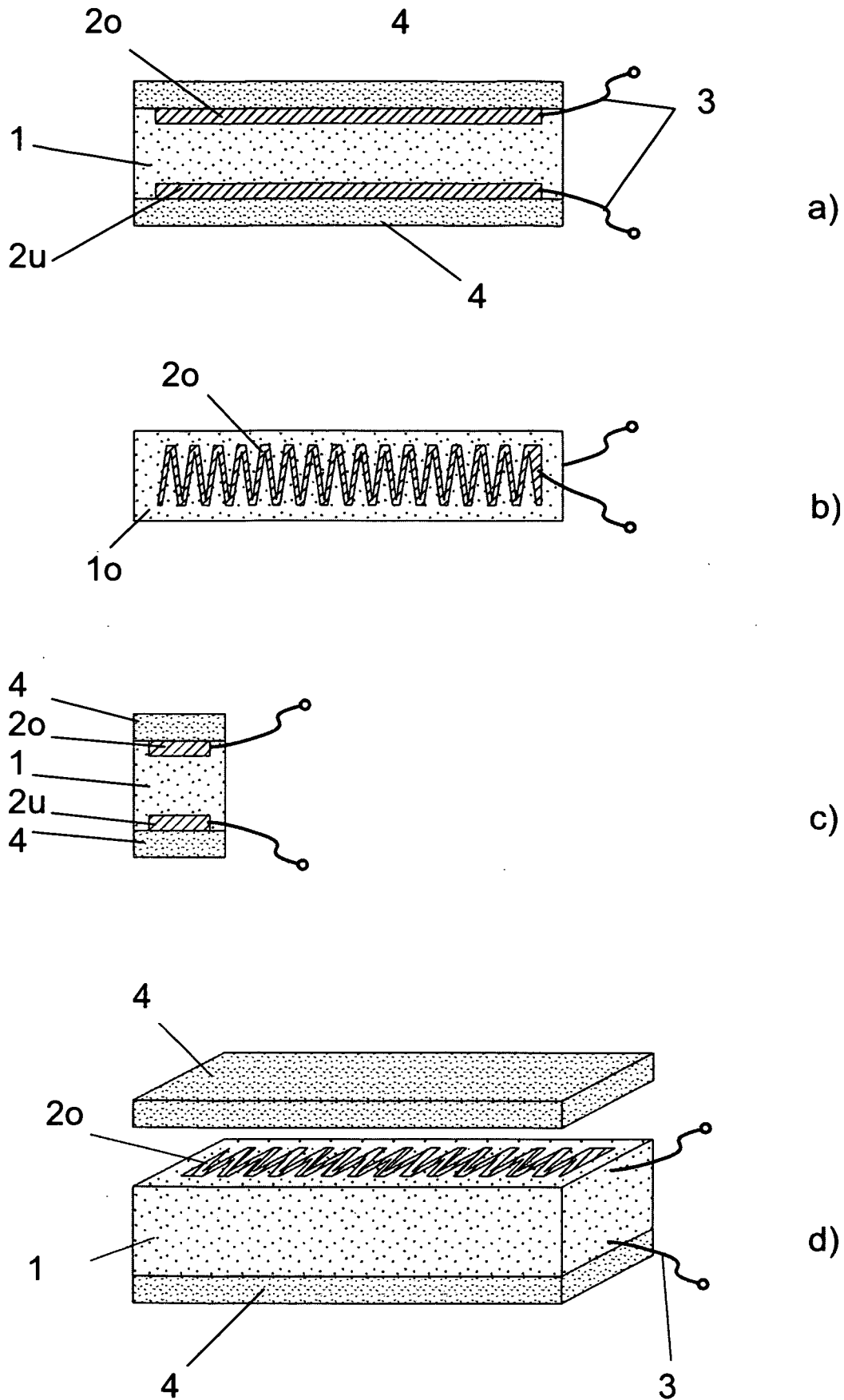


Fig. 2

3 / 6

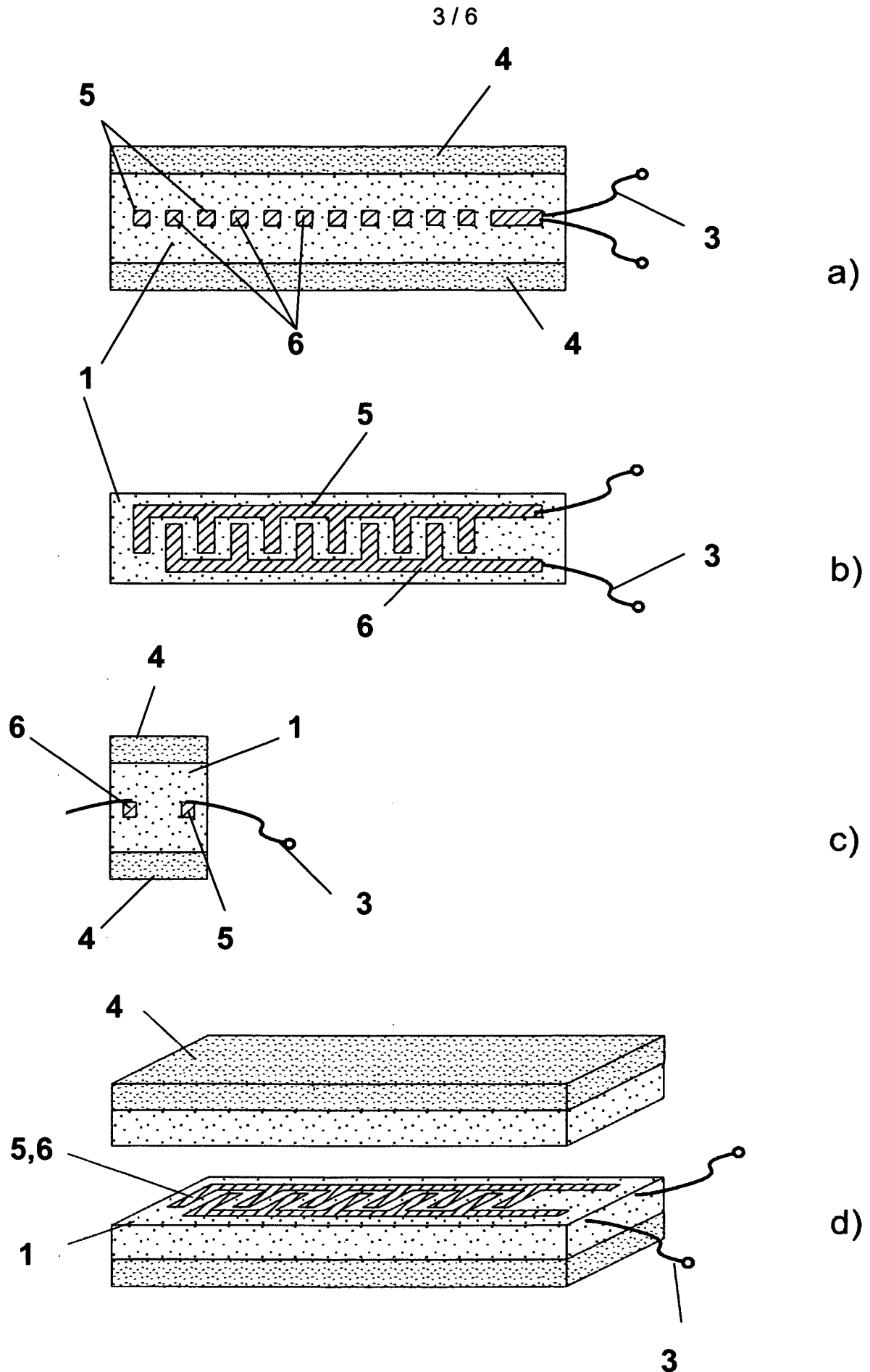


Fig. 3

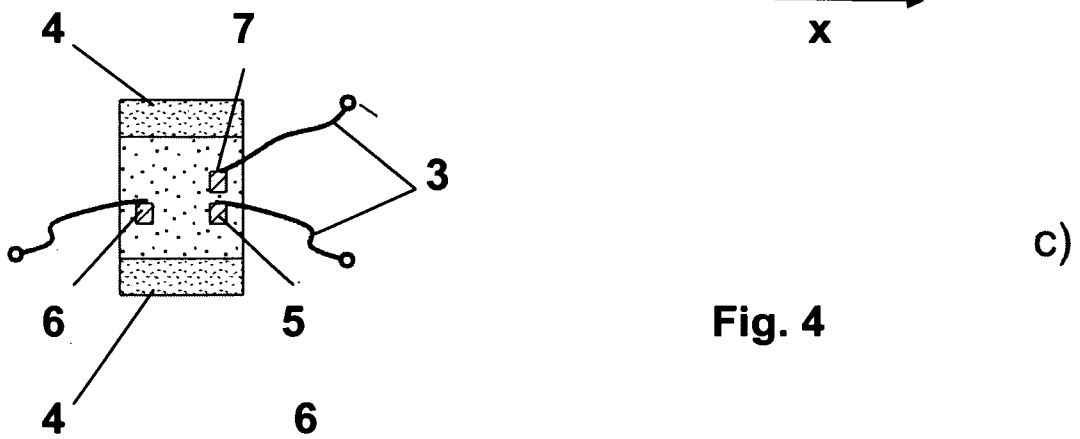
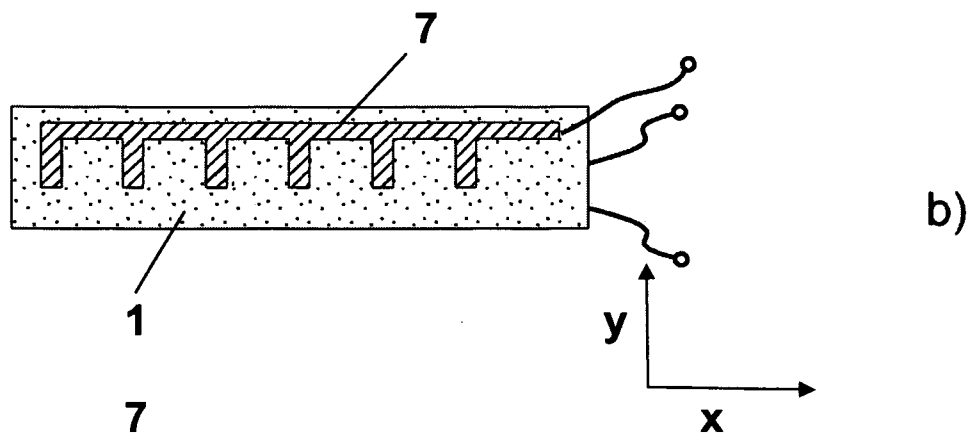
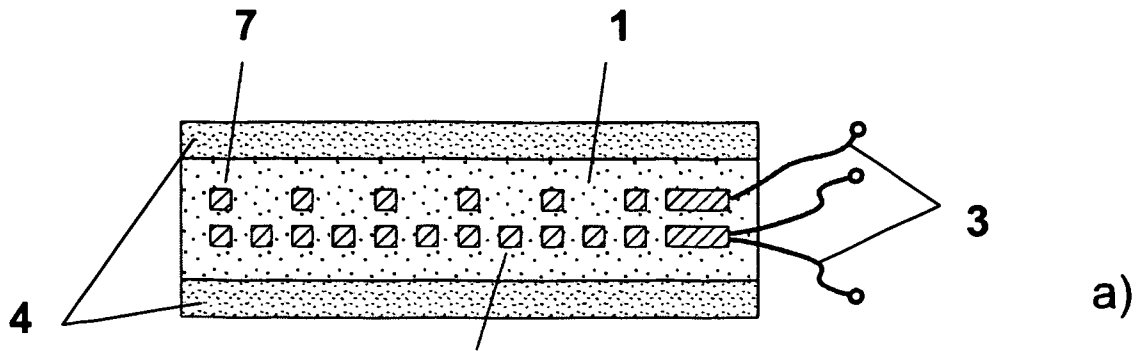
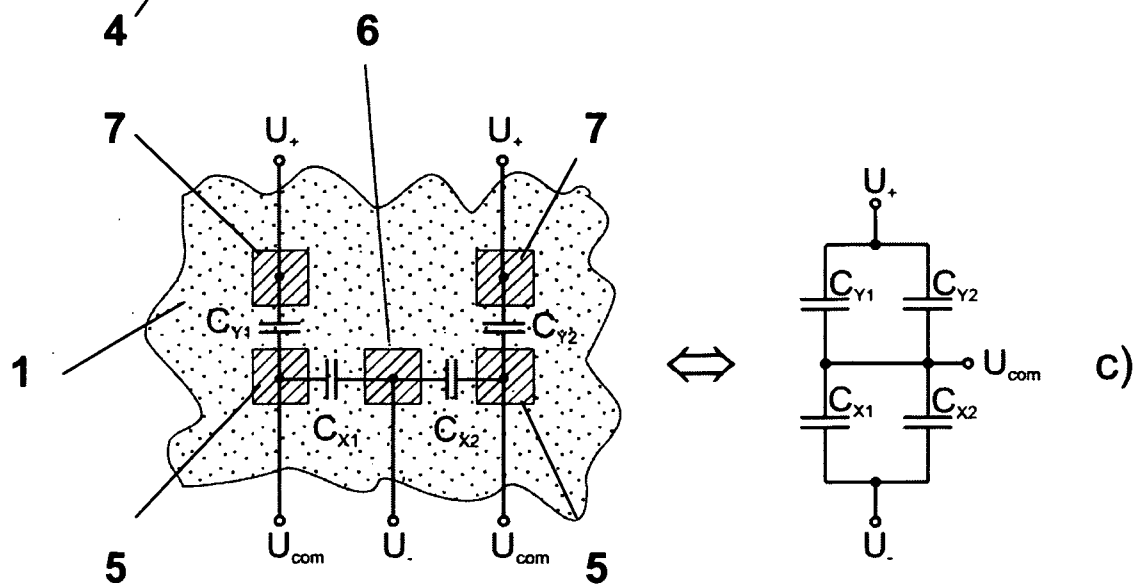


Fig. 4



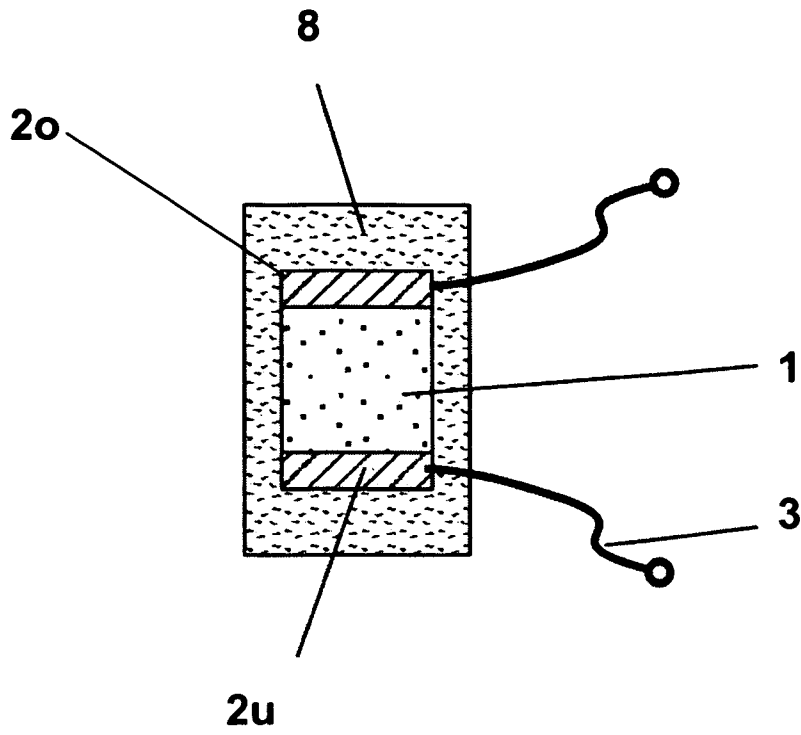


Fig. 5

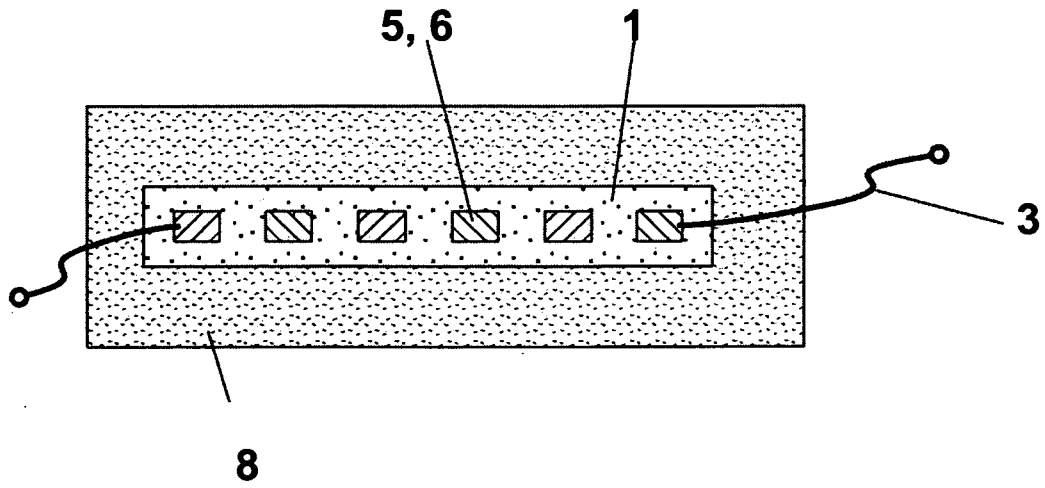


Fig. 6

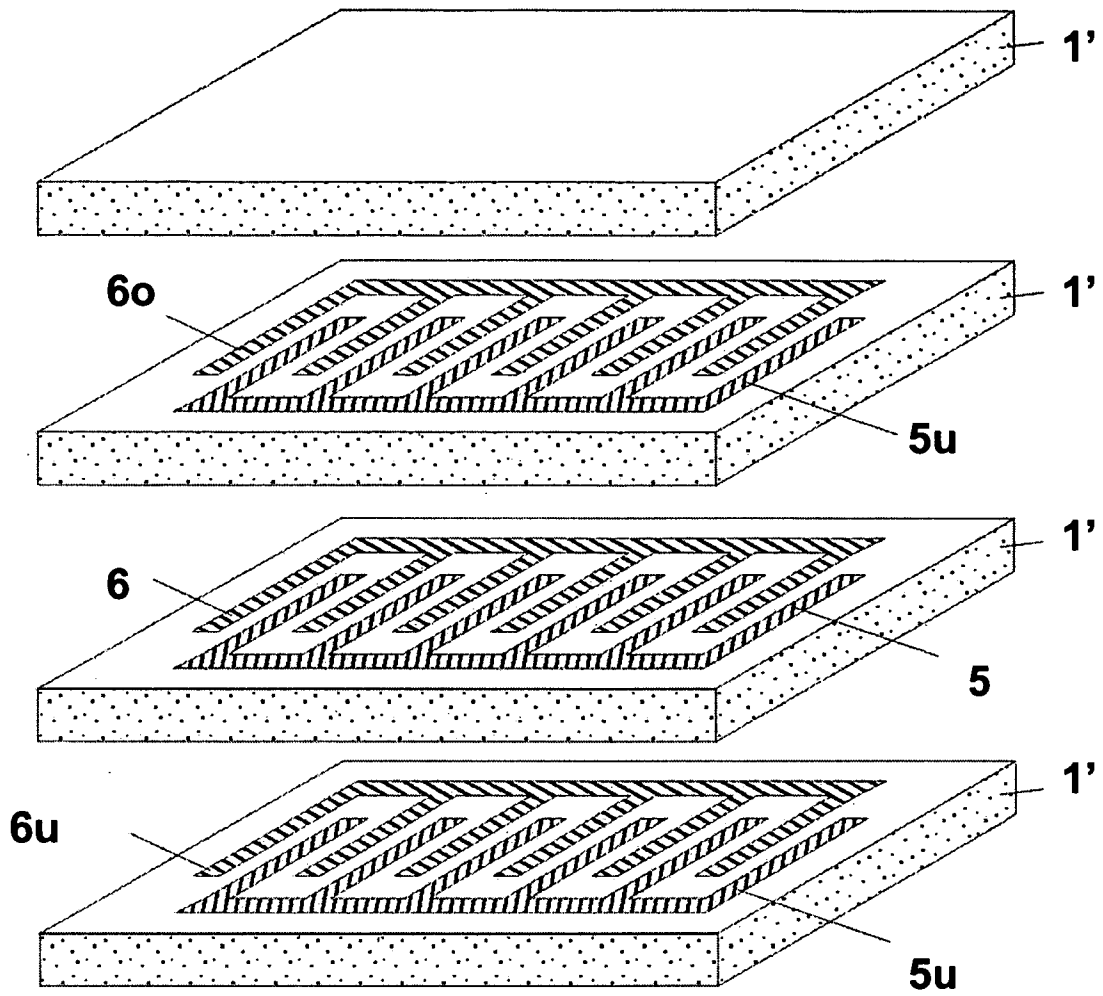


Fig. 7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/EP2011/000974

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER			
INV.	A61B5/0215	A61B5/107	G01L9/12
			G01L9/00
ADD.	A61B5/00	A61B5/03	A61B5/07
			H01G5/16
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC			

B. FIELDS SEARCHED
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B G01L A61F
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 025 725 A (GERSHENFELD NEIL [US] ET AL) 15 February 2000 (2000-02-15)	1,3,5,6,10
Y	column 5, line 23 - column 9, line 20; claims; figures	11-14
X	US 7 526 961 B2 (DOWNIE NEIL [GB] ET AL) 5 May 2009 (2009-05-05)	1-5,7,8
Y	column 6, lines 13-27 column 7, line 9 - column 8, line 42; claims 17-27	11-14
X	WO 2005/096348 A2 (INFINEON TECHNOLOGIES AG [DE]; KLAUK HAGEN [DE]; HALIK MARCUS [DE]; ZS) 13 October 2005 (2005-10-13)	1,7,9
Y	page 3, line 35 - page 4, line 5 page 4, lines 20-32 page 6, lines 5-26 page 11 - page 14	11-14
	----- -/--	

Further documents are listed in the continuation of Box C.  See patent family annex.

\* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"E" earlier document but published on or after the international filing date	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search  6 June 2011	Date of mailing of the international search report  15/06/2011
------------------------------------------------------------------------------	----------------------------------------------------------------------

Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer  Crisan, Carmen-Clara
----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	------------------------------------------------

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/EP2011/000974

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2008/087069 A1 (RENKEN WAYNE G [US] ET AL) 17 April 2008 (2008-04-17)	1,7
Y	paragraphs [0044] - [0047], [0063], [0065], [0072], [0081]; claims; figures -----	11-14
Y	BINGGER P ET AL: "Implantable multi sensor system for in vivo monitoring of cardiovascular parameters", SOLID-STATE SENSORS, ACTUATORS AND MICROSYSTEMS CONFERENCE, 2009. TRANSDUCERS 2009. INTERNATIONAL, IEEE, PISCATAWAY, NJ, USA, 21 June 2009 (2009-06-21), pages 1469-1472, XP031545732, ISBN: 978-1-4244-4190-7 the whole document -----	11,14
Y	US 2004/133092 A1 (KAIN ARON Z [US]) 8 July 2004 (2004-07-08) the whole document -----	11
A	US 4 531 267 A (ROYER MICHELE [US]) 30 July 1985 (1985-07-30) the whole document -----	1-14
A	US 2008/065225 A1 (WASIELEWSKI RAY C [US] ET AL) 13 March 2008 (2008-03-13) paragraphs [0032], [0050], [0086] - [0088], [0101] - [0110], [0113], [0144] - [0147]; claims; figures -----	1-14

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No PCT/EP2011/000974
---------------------------------------------------

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6025725	A	15-02-2000	NONE
-----			
US 7526961	B2	05-05-2009	CA 2595663 A1 02-02-2008
			EP 1884757 A1 06-02-2008
			JP 2008039778 A 21-02-2008
			US 2008173073 A1 24-07-2008
-----			
WO 2005096348	A2	13-10-2005	CN 1985263 A 20-06-2007
			DE 102004016155 B3 24-05-2006
			EP 1730483 A2 13-12-2006
			JP 2007530957 T 01-11-2007
			KR 20070004812 A 09-01-2007
			US 2009066345 A1 12-03-2009
-----			
US 2008087069	A1	17-04-2008	NONE
-----			
US 2004133092	A1	08-07-2004	NONE
-----			
US 4531267	A	30-07-1985	NONE
-----			
US 2008065225	A1	13-03-2008	AU 2006214249 A1 24-08-2006
			CA 2598391 A1 24-08-2006
			EP 1850803 A2 07-11-2007
			JP 2008529736 T 07-08-2008
			WO 2006089069 A2 24-08-2006
-----			

**INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT**

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2011/000974

<b>A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES</b>			
INV.	A61B5/0215	A61B5/107	G01L9/12
ADD.	A61B5/00	A61B5/03	A61B5/07
			G01L9/00
			H01G5/16

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC

<b>B. RECHERCHIERTE GEBIETE</b>
Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole) A61B G01L A61F

Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe) EPO-Internal
---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

**C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN**

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 6 025 725 A (GERSHENFELD NEIL [US] ET AL) 15. Februar 2000 (2000-02-15)	1,3,5,6,10
Y	Spalte 5, Zeile 23 - Spalte 9, Zeile 20; Ansprüche; Abbildungen	11-14
	-----	
X	US 7 526 961 B2 (DOWNIE NEIL [GB] ET AL) 5. Mai 2009 (2009-05-05)	1-5,7,8
Y	Spalte 6, Zeilen 13-27	11-14
	Spalte 7, Zeile 9 - Spalte 8, Zeile 42; Ansprüche 17-27	
	-----	
X	WO 2005/096348 A2 (INFINEON TECHNOLOGIES AG [DE]; KLAUK HAGEN [DE]; HALIK MARCUS [DE]; ZS) 13. Oktober 2005 (2005-10-13)	1,7,9
Y	Seite 3, Zeile 35 - Seite 4, Zeile 5	11-14
	Seite 4, Zeilen 20-32	
	Seite 6, Zeilen 5-26	
	Seite 11 - Seite 14	
	-----	
	-/--	

Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen  Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :	"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist
"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist	"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden
"E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist	"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist
"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)	"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist
"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht	
"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist	

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche	Absendedatum des internationalen Recherchenberichts
6. Juni 2011	15/06/2011

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Bevollmächtigter Bediensteter  Crisan, Carmen-Clara
----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-----------------------------------------------------------

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 2008/087069 A1 (RENKEN WAYNE G [US] ET AL) 17. April 2008 (2008-04-17)	1,7
Y	Absätze [0044] - [0047], [0063], [0065], [0072], [0081]; Ansprüche; Abbildungen -----	11-14
Y	BINGGER P ET AL: "Implantable multi sensor system for in vivo monitoring of cardiovascular parameters", SOLID-STATE SENSORS, ACTUATORS AND MICROSYSTEMS CONFERENCE, 2009. TRANSDUCERS 2009. INTERNATIONAL, IEEE, PISCATAWAY, NJ, USA, 21. Juni 2009 (2009-06-21), Seiten 1469-1472, XP031545732, ISBN: 978-1-4244-4190-7 das ganze Dokument -----	11,14
Y	US 2004/133092 A1 (KAIN ARON Z [US]) 8. Juli 2004 (2004-07-08) das ganze Dokument -----	11
A	US 4 531 267 A (ROYER MICHELE [US]) 30. Juli 1985 (1985-07-30) das ganze Dokument -----	1-14
A	US 2008/065225 A1 (WASIELEWSKI RAY C [US] ET AL) 13. März 2008 (2008-03-13) Absätze [0032], [0050], [0086] - [0088], [0101] - [0110], [0113], [0144] - [0147]; Ansprüche; Abbildungen -----	1-14

**INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT**

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2011/000974

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 6025725	A	15-02-2000	KEINE
US 7526961	B2	05-05-2009	CA 2595663 A1 02-02-2008 EP 1884757 A1 06-02-2008 JP 2008039778 A 21-02-2008 US 2008173073 A1 24-07-2008
WO 2005096348	A2	13-10-2005	CN 1985263 A 20-06-2007 DE 102004016155 B3 24-05-2006 EP 1730483 A2 13-12-2006 JP 2007530957 T 01-11-2007 KR 20070004812 A 09-01-2007 US 2009066345 A1 12-03-2009
US 2008087069	A1	17-04-2008	KEINE
US 2004133092	A1	08-07-2004	KEINE
US 4531267	A	30-07-1985	KEINE
US 2008065225	A1	13-03-2008	AU 2006214249 A1 24-08-2006 CA 2598391 A1 24-08-2006 EP 1850803 A2 07-11-2007 JP 2008529736 T 07-08-2008 WO 2006089069 A2 24-08-2006

专利名称(译)	用于检测血管壁扩张的可植入装置		
公开(公告)号	<a href="#">EP2542149A1</a>	公开(公告)日	2013-01-09
申请号	EP2011708001	申请日	2011-02-28
申请(专利权)人(译)	ALBERT - 路德维希安大学弗莱堡		
当前申请(专利权)人(译)	ALBERT - 路德维希安大学弗莱堡		
[标]发明人	WOIAS PETER ZENS MARTIN BINGGER PHILIPP		
发明人	WOIAS, PETER ZENS, MARTIN BINGGER, PHILIPP		
IPC分类号	A61B5/0215 A61B5/107 G01L9/12 G01L9/00 A61B5/00 A61B5/03 A61B5/07 H01G5/16 G01L1/14		
CPC分类号	A61B5/0215 A61B5/0031 A61B5/036 A61B5/07 A61B5/107 A61B5/1076 G01L1/142 H01G5/16		
优先权	102010010348 2010-03-05 DE		
其他公开文献	EP2542149B1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

描述了一种用于检测体内血管壁的膨胀，即弹性变形的可植入装置，其中支撑结构包含介电聚合物，具有表面弹性，可以直接或间接地施加到血管壁上并且具有至少一个电容电极布置，其可分配电容可受到支撑结构的弹性变形的影响。本发明的特征在于，电极装置具有至少两个电极，每个电极由导电聚合物构成，并且每个电极至少在一侧限定中间空间，该中间空间影响电极装置的电容并且完全填充有电极。支撑结构的介电聚合物。