



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 600 23 036 T2** 2007.02.15

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 244 383 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **600 23 036.8**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/CH00/00671**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **00 979 326.6**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2001/049173**

(86) PCT-Anmeldetag: **19.12.2000**

(87) Veröffentlichungstag  
der PCT-Anmeldung: **12.07.2001**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **02.10.2002**

(97) Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung beim EPA: **05.10.2005**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **15.02.2007**

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: **A61B 5/03** (2006.01)  
**A61B 5/00** (2006.01)

(30) Unionspriorität:  
**00810012 07.01.2000 EP**

(73) Patentinhaber:  
**Diener AG Precision Machining, Embrach, CH**

(74) Vertreter:  
**Puschmann & Borchert, 82041 Oberhaching**

(84) Benannte Vertragsstaaten:  
**AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT,  
LI, LU, MC, NL, PT, SE, TR**

(72) Erfinder:  
**AEBLI, Nikolaus, Maorihill, Dunedin, NZ; GRAF,  
Albert, CH-2572 Mörigen, CH; WUNDERLI, H.,  
Peter, CH-2572 Sutz, CH**

(54) Bezeichnung: **VORRICHTUNG ZUM IN-VIVO-MESSEN VON DRUCK UND DRUCKSCHWANKUGEN IM ODER AM KNOCHEN**

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

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

## Beschreibung

**[0001]** Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf eine Vorrichtung zur In-Vivo-Messung von Drücken und Druckschwankungen im oder am Knochen oder an Zahnimplantaten gemäss Oberbegriff von Patentanspruch 1.

**[0002]** DE-A-38 41 429 offenbart eine Vorrichtung ähnlich dem Oberbegriff von Anspruch 1, welche jedoch nur die Messung des Intracranialdrucks bezweckt, wobei der Drucksensor eine Membrane aufweist, deren Schwingungen auf einen Schwingkreis wirken, der die Schwankungen misst. Das Gehäuse des Drucksensors enthält eine Platine, die auf einer Seite mit der Membrane einen Kondensator bildet, während auf der anderen Seite eine Spule angeordnet ist. Dadurch, dass alle Teile des Sensors auf den beiden Seiten der an einem Gehäuse befestigten Platine angebracht sind, wird der Sensor unflexibel in bezug auf die Platzierung der Membrane und/oder der Spule an geeigneten Stellen. Weiter führt diese Vorrichtung zu bedeutenden operativen Schäden, da ein Loch von 11–12 mm gebohrt werden muss, welches auch bei der Entfernung des Drucksensors Probleme bereitet, da der Drucksensor inzwischen von Knochen- und Wundgewebe bedeckt ist.

**[0003]** UA-A-4 281 667 offenbart ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Messung des Intracranial-Differential-Druckes, wobei ein Sensor mit zwei Membranen im Kopf implantiert wird und die durch die Druckdifferenz hervorgerufenen Membranschwingungen über einen L-C-Schwingkreis an einen sich ausserhalb des Körpers befindlichen Empfänger übertragen werden, wodurch die Schwankungen aufgezeichnet und jederzeit abgerufen werden können. Die Vorrichtung ist relativ kompliziert, indem zwei Membranen verwendet werden müssen, die Übertragung kann nur über sehr kurze Distanzen erfolgen und die Lage der Membrane bzw. des Kondensators ist nicht unabhängig von der Lage der Spule.

**[0004]** Aus der EP-B-579 673 ist eine Vorrichtung zur Untersuchung von Implantaten bekannt, wobei ein Bauteil an einem Zahn-Implantat befestigt wird, dessen Resonanzfrequenz von einer Einrichtung erfasst wird. Dabei wird das Bauteil mittels eines Signals erregt und auf mechanische Resonanz hin untersucht.

**[0005]** Es sind auch verschiedene Versuchsanordnungen bekannt, welche die Lockerung einer Prothese mittels Vibrations-Analyse untersuchen, wobei beispielsweise zwei Verbindungen hergestellt werden, um einerseits am Knochen Vibrationen auszulösen und andererseits die erhaltenen Vibrationen zu messen und an eine Ausleseeinrichtung zu senden.

**[0006]** Es ist von diesem Stand der Technik ausge-

hend Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Vorrichtung zur Messung von Drücken und Druckschwankungen im oder am Knochen oder an Zahnprothesen anzugeben, deren Messsonde einerseits einen einfachen Aufbau aufweist und leicht zu implantieren und zu entfernen ist und andererseits imstande ist, Signale über eine derartige Reichweite zu senden, dass diese von einer sich ausserhalb des Menschen oder Tieres befindlichen Leseeinrichtung fehlerfrei aufgezeichnet werden können. Eine weitere Aufgabe der Erfindung ist es, die Messsonde und Lesevorrichtung derart auszubilden, dass sie für vielfältige Aufgaben im menschlichen oder tierischen Körper eingesetzt werden kann. Diese Aufgaben werden mit der Vorrichtung gemäss Patentanspruch 1 gelöst. Weitere Vorteile und Ausbildungen sind in den abhängigen Ansprüchen definiert.

**[0007]** Die Erfindung wird im folgenden anhand von Zeichnungen von Ausführungsbeispielen näher erläutert.

**[0008]** [Fig. 1](#) zeigt ein erstes Ausführungsbeispiel einer erfindungsgemässen Messsonde in einem Schnitt gemäss der Linie I-I in [Fig. 2](#);

**[0009]** [Fig. 2](#) zeigt die Messsonde von [Fig. 1](#) von oben;

**[0010]** [Fig. 3](#) zeigt ein zweites Ausführungsbeispiel einer erfindungsgemässen Sonde;

**[0011]** [Fig. 4](#), [Fig. 4A](#) zeigen schematisch die Verbindung zwischen der Messsonde und dem Empfänger der Vorrichtung;

**[0012]** [Fig. 5](#) zeigt die Messsonde von [Fig. 1](#) in einem Knochen implantiert;

**[0013]** [Fig. 6](#) zeigt eine Ausführungsvariante der Messsonde von [Fig. 5](#) an einem Gelenk;

**[0014]** [Fig. 7A](#) zeigt schematisch die Messsonde von [Fig. 1](#) in der Medulla eines Oberschenkelknochens mit Hüftgelenkprothese;

**[0015]** [Fig. 7B](#) zeigt schematisch eine Ausführungsvariante der erfindungsgemässen Messsonde an einer im Oberschenkelknochen implantierten Hüftgelenkprothese; und

**[0016]** [Fig. 7C](#) zeigt eine Ausführungsvariante zu [Fig. 7B](#).

**[0017]** Eine Messsonde zum Implantieren muss naturgemäss möglichst klein sein, jedoch gleichzeitig derart effizient, dass sie Signale aus dem Körperinneren bis mindestens an die Körperoberfläche senden kann. Eine solche Messsonde **2** ist schematisch in [Fig. 4](#) dargestellt, und [Fig. 1](#) zeigt ein Ausführ-

rungsbeispiel derselben. Die Messsonde bildet einen Schwingkreis, der einen Kondensator C und eine Spule L aufweist, die die Eigenfrequenz des Schwingkreises bestimmen. Die Spule L ist in dieser Ausführung unveränderlich, während die Membrane des Kondensators C durch den ausserhalb der Sonde herrschenden Druck mehr oder weniger verformt wird, wodurch sich dessen Kapazität und somit auch die Eigenfrequenz des Schwingkreises ändert.

**[0018]** Diese Eigenfrequenz kann von aussen, d. h. von einem sich ausserhalb des Körpers befindlichen Empfänger, mit einem Resonanzschwingkreis abgelesen und aufgezeichnet werden und ergibt somit eine sichere Messgrösse für den momentan herrschenden Druck an der betreffenden Stelle.

**[0019]** Eine erste Ausführungsform der Messsonde wird anhand der [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) beschrieben. Die Sonde **1** weist einen T-förmigen Querschnitt auf, wobei der Schenkel **11** des Gehäuses **37** den kapazitiven Drucksensor **8** enthält und der Querbalken **12** die Spule **13** und die elektronische Schaltung **14**, welche über einen ebenfalls im Gehäuse verlaufenden elektrischen Leiter **15** miteinander verbunden sind. Der Querbalken weist ausserdem Bohrungen **28** für Knochenschrauben **29** zur Befestigung der Sonde am Knochen auf.

**[0020]** Der in [Fig. 1](#) dargestellte Drucksensor **8** besteht aus einem Kondensator mit einer Membrane **9**, beispielsweise einer Silikonmembrane, und eine Änderung des Abstands zwischen der Membrane und der Kondensatoroberfläche **10** bewirkt eine Änderung der Kapazität und somit der Eigenfrequenz des Schwingkreises.

**[0021]** Die Sonde **16** kann im Beispiel gemäss [Fig. 3](#) auch direkt in einen Knochen eingeschraubt werden, insbesondere in einen Oberkieferknochen, wozu sie einen mit einem geeigneten Gewinde **17** versehenen Stift **18** aufweist und damit in der Corticalis **21** des Knochens einschraubbar ist. Bei dieser Ausführungsform besteht der Kondensator **19** aus Kondensatorplatten **20**, die mit einer Spule **22** umwickelt sind. Die beiden äusseren Kondensatorplatten **23** und **24** wirken als Membranen und sind am Innern der Gehäuse-Oberflächen befestigt, so dass eine Veränderung der Dicke des Gehäuses eine Veränderung der Dicke des Kondensators und damit seiner Kapazität bewirkt. Vorzugsweise weist das Gehäuse zwei dünnere Stellen **25** auf, damit es in der Dicke zusammendrückbar ist. Falls diese Sonde in der Medulla befestigt werden soll, kann auf den Gewindestift **18** eine Kappe **26** mit einer Befestigungslasche **27** aufgeschraubt werden, oder im Bereich der Kappe kann eine Zahnprothese bzw. eine Krone aufgeschraubt werden.

**[0022]** In einer weiteren, in den Zeichnungen nicht

dargestellten Ausführungsform ist die beispielsweise aus Titan bestehende Membrane am Ende des Schenkels angeordnet, der ebenfalls aus Titan bestehen kann, und vom obersten von mehreren beweglichen Teilen eines Kondensators vorgespannt, während sie auf die im Schenkel fixierten statischen Teile des Kondensators wirkt. Die beweglichen Teile sind durch einen federbelasteten Mittelstift geführt. Eine Bewegung der Membrane verändert die Kapazität des Kondensators, welche wie in der ersten Ausführungsform übertragen wird.

**[0023]** Die in den [Fig. 1](#) bis [Fig. 3](#) dargestellten und beschriebenen Sonden können in dieser Form oder in modifizierter Form in einer Vorrichtung zur In-Vivo-Messung von Drücken und Druckschwankungen verwendet werden. Die erfindungsgemässe Vorrichtung ist in [Fig. 7](#) schematisch dargestellt und besteht aus der Messsonde, dem sogenannten Interface **2** und der Auswerteeinrichtung **3**.

**[0024]** Die [Fig. 4](#) und [Fig. 4A](#) zeigen zudem schematisch die Funktionsweise der Messvorrichtung. In [Fig. 4](#) ist der Sender/Empfängerteil **7** der Auswerteeinrichtung nur in seinem schematischen Aufbau dargestellt und weist eine Frequenzquelle F, eine Speisung **3V**, einen Ausgang **3A**, siehe [Fig. 7](#), und eine Sende/Empfangsspule S auf, wobei der Schwingkreis L-C der Messsonde angesteuert wird und bei Resonanz die Eigenfrequenz  $F_0$  des Schwingkreises festgestellt werden kann, siehe [Fig. 4A](#). Diese kann in vorliegender Ausführung um 1450 kHz betragen und die Abweichung der Frequenz bei einer Kraft von 1 N beträgt hier etwa 25 kHz. Für einen Fachmann ist es selbstverständlich, dass bei anderen Abmessungen des Kondensators und der Spule und bei anderen Kräften andere Eigenfrequenzen erzeugt werden. Auch ist es mit dieser Messanordnung möglich, den statischen Druck, d. h. auch ohne Veränderung der Kondensatordimensionen, zu messen. Obige Angaben sind als ein Beispiel anzusehen.

**[0025]** Mit einer solchen Anordnung ist es auch möglich, sowohl die Phase  $\Phi$  als auch die Spannung V des Schwingkreises auszuwerten. Der Empfänger selbst kann in einer Ausführungsvariante als Ausgang eine zum gemessenen Druck analoge Gleichspannung abgeben, die dann mittels bestehender Geräte wie Rechner, Schreiber usw. ausgewertet wird.

**[0026]** In Anbetracht der zunehmenden Verbreitung digitaler elektronischer Schaltungen können anstelle der Verarbeitung analoger Signale selbstverständlich auch digitale Signale verwendet werden, wodurch eine höhere Messgenauigkeit und vor allem eine höhere Unempfindlichkeit gegenüber Störungen und grössere Reichweiten ermöglicht werden.

**[0027]** Bei einer Verwendung der Messsonde und

des Empfängers allein können Probleme auftauchen, da die Auswerteeinheit nicht immer nahe genug an die Sonde gelegt werden kann. In einer vorteilhaften Ausführung der Erfindung ist daher gemäss **Fig. 7** ein sogenanntes Interface **2** vorgesehen, das die Signale der Messsonde aufnimmt und diese über eine grössere Distanz von beispielsweise 20–100 m weitergibt. Zu diesem Zweck besitzt das Interface eine Stromversorgung, die eine Langzeitbatterie oder Solarzellen und dergl. sein kann. Das Interface kann entweder direkt auf dem Körper oder unter der Haut in der Nähe der Sonde eingesetzt werden. Falls auch das Interface implantiert wird, ist es einleuchtend, dass dieses so klein wie möglich sein sollte und dass dann die Stromversorgung nach jetzigem Wissen eine Langzeitbatterie sein sollte. Das Interface ist vorzugsweise biegsam und beim Implantat mittels einer Bandage aussen auf der Haut anbringbar, während die Messungen durchgeführt werden.

**[0028]** Das Interface kann auch in zwei Bestandteile aufgeteilt sein, welche über ein Kabel miteinander verbunden sind. In diesem Fall besteht ein Teil aus dem Antennenabschnitt, der beispielsweise auf die Haut des Patienten aufgeklebt wird und 1–2 mm dick und biegsam sein kann, während der andere Teil die restliche Elektronik und die Batterie enthält. Auf diese Weise können mit einem einzigen Interface Messwerte mehrerer Sonden übermittelt werden. Wenn es beispielsweise nicht möglich ist, am Hals oder an einem anderen Körperteil ein Interface anzubringen, weil dieses zu gross und unbequem wäre, kann an diesen Stellen eine Antenne verwendet werden, während der andere Teil des Interface an einem anderen Körperteil des Patienten oder am Bett befestigt wird.

**[0029]** In der beispielhaften Anwendung gemäss **Fig. 5** oder **Fig. 7A** wird die Sonde **1** von **Fig. 1** an bzw. in einem Knochen befestigt. Im vorliegenden Fall befindet sich der Drucksensor **8** in der Medulla **4** eines Oberschenkelknochens **5**, in dem der Schaft **6** eines künstlichen Hüftgelenks implantiert ist. Die Sonde **1** ist mittels Schrauben **29** am Knochen befestigt, und sowohl die Spule **13** als auch die elektronische Schaltung **14** befinden sich ausserhalb des Knochens. Diese Lösung bietet den Vorteil einer besseren Übertragung der elektrischen Werte über eine grössere Distanz und ermöglicht ein wesentlich kleineres Implantationsloch im Knochen.

**[0030]** Diese Lösung geht von der Erkenntnis aus, dass der Knocheninnenraum, die Medulla, als kommunizierendes Gefäss aufgefasst werden kann, so dass Druckveränderungen an einer beliebigen Stelle der Medulla sich darin ganz ausbreiten und ausgleichen. Daher kann in der Medulla eines Knochens an jeder Stelle derselbe Druck gemessen werden. In vorliegendem Fall gemäss **Fig. 7** werden nach Einsetzen des Prothesenschafts **6** in den Oberschenkelknochen die bei Belastung, wie Stehen oder Gehen,

auf die Prothese wirkenden Kräfte an die Medulla weitergegeben und bewirken dort einen Druckanstieg. Dabei ist dieser Druckanstieg um so kleiner, je besser die Prothese im Knochen verankert ist, wodurch eine fast natürliche, d. h. physiologische, Kräfteumwandlung und Übertragung möglich ist. Das heisst mit anderen Worten, dass das Ausmass des Druckanstieges in der Medulla ein Mass für die Güte der Verankerung einer Prothese ist und dies eine Aussage über die Osteo-Integration, d. h. das Anwachsen des Knochens an die Prothese oder an den Zementmantel, erlaubt.

**[0031]** Mit der Aufzeichnung der Druckveränderung in der Medulla kann das Fortschreiten der Heilung nach Einbringen einer Prothese verfolgt, die maximale Belastung der Prothese während der Rekonvaleszenz bestimmt und das frühzeitige Auftreten von negativen Entwicklungen, insbesondere Lockerung, erkannt werden.

**[0032]** Die Messvorrichtung kann jedoch auch zur Überwachung von Operationen an Gelenken verwendet werden, da Druckschwankungen Aufschlüsse über den Verlauf einer Operation geben können.

**[0033]** In der Ausführungsform gemäss **Fig. 7B** ist die Sonde geteilt, d. h. der Drucksensor **30** ist an einer beliebigen Stelle des Prothesenschafts **6** angeordnet und über einen längeren Leiter **31** mit der Spule **13** und der elektronischen Schaltung **14** verbunden, die in einem eigenen Gehäuse untergebracht sind.

**[0034]** In der Ausführungsform gemäss **Fig. 7C** ist die ganze Sonde **33** am Ende des Prothesenschafts angeordnet.

**[0035]** Es ist, ausgehend vom Beispiel gemäss **Fig. 7**, ersichtlich, dass eine Sonde auch in die Medulla von anderen Knochen eingesetzt werden kann, beispielsweise beim Knie-, Schulter- oder beim Ellbogengelenk, und selbstverständlich auch bei Tieren. Ausserdem ist es möglich, bei geeigneter Grösse der Sonde, diese beispielsweise in der Mundhöhle am Zahn oder im Zahnknochen zu implantieren, um beispielsweise das Anwachsen des Knochens an ein Zahnimplantat zu überwachen.

**[0036]** In **Fig. 6** ist die Sonde wie in **Fig. 7B** geteilt, d. h. der Drucksensor **30** ist über einen elektrischen Leiter **35** an ein Gehäuse **34** mit der Spule **13** und der elektronischen Schaltung **14** angeschlossen, wobei sich der Drucksensor an der Tibia eines Kniegelenks befindet und das Gehäuse **34** mittels Schrauben **29** am Knochen befestigt ist.

**[0037]** Ausserdem ist es mit einer solchen Sonde auch möglich, andere Bewegungsabläufe an einem Skelett eines Menschen oder eines Tieres zu verfol-

gen, die einen Druck oder eine Druckschwankung in der Sonde hervorrufen können. Dies insbesondere, wenn die Messsonde in Gelenken, am Knochen, in Muskeln, Sehnen oder unterschiedlichen Gefäßen befestigt wird.

**[0038]** Somit kann die Sonde in der Veterinärmedizin verwendet werden, beispielsweise zur Durchführung einer Lahmheitsdiagnose bei Pferden, zur Trainingsüberwachung oder zur Klassifizierung geeigneter Böden bezüglich der Gelenkbelastung und dem Auftreten von Arthrosen.

**[0039]** In den Beispielen ist die Messsonde rechteckig bzw. als Würfel dargestellt, doch sind andere, vor allem abgerundete oder sphärische Formen, ebenso möglich, insbesondere falls die Messsonde in Prothesen oder Implantaten integriert oder in Gelenken angebracht wird.

**[0040]** In einer weiteren Entwicklung der Erfindung können im gleichen Körper mehrere Sonden eingesetzt werden, wobei die Eigenfrequenz jeder Sonde so abgleichbar ist, dass sie auf benachbarten Frequenzbändern arbeiten kann. Dementsprechend muss dann das Empfangsgerät bzw. die Auswerteeinheit ausgebildet sein.

**[0041]** Wie bereits eingangs erwähnt, kann eine erfindungsgemäße Sonde auch für verschiedene andere Messungen eingesetzt werden, beispielsweise kann die Aufzeichnung der Druckverläufe Aufschlüsse über die Entstehung von Arthrosen geben. Ausserdem ist es mit einer oder mit mehreren solcher Sonden möglich, spezifische Druckbelastungen an Gelenken bzw. Gelenkteilen zu messen.

**[0042]** Insbesondere kann man mindestens drei verschiedene Verwendungsarten der Sonde feststellen:

- a) Intraossär, wie vorgehend beschrieben,
- b) intraarticular, dabei wird die Sonde zwischen den zu messenden Gelenkteilen befestigt, und
- c) extraossär, dabei wird die Sonde aussen am Knochen oder in den Sehnen, Muskeln oder unterschiedlichen Gefäßen befestigt.

**[0043]** Es ist auch möglich, den Empfänger als Mehrkanal-Aufzeichnungsgerät auszubilden, welches in miniaturisierter Form die Kraftverläufe verschiedener Sonden längerfristig direkt im Empfänger zur späteren Auswertung aufzeichnet, wobei jede Sonde von aussen identifizierbar ist.

### Patentansprüche

1. Vorrichtung zur In-vivo-Messung von Drücken und Druckschwankungen im oder am Körper, wobei die Vorrichtung eine implantierbare Sonde (**1, 33**) und eine Auswerteeinheit (**3**) aufweist, die Sonde einen

einen Drucksensor (**8, 30**) in Form eines Kondensators mit einer verformbaren Membran (**9**) und eine Spule (**13**) enthaltenden Schwingkreis (L-C) enthält und die Auswerteeinheit einen Resonanzschwingkreis zur Erkennung der Eigenfrequenz ( $F_e$ ) des Schwingkreises (**7**) aufweist, wobei die Eigenfrequenz ( $F_e$ ) des Schwingkreises (L-C) durch den momentanen Druck auf den Drucksensor bestimmt ist oder durch eine durch Druckschwankungen hervorgerufene Änderung einer Dimension des Drucksensors veränderbar ist, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Vorrichtung für in-vivo-Messungen innerhalb oder ausserhalb von Knochen vorgesehen ist, wobei die Membran (**9**) räumlich von der Spule (**13**) getrennt und von derselben unabhängig und über einen elektrischen Leiter (**15, 31, 35**) mit der Spule (**13**) verbunden ist, und dass das Gehäuse (**32, 34, 37**), welches zumindest die Spule (**13**) und die elektrische Schaltung (**14**) enthält, Bohrungen (**28**) und Schrauben (**29**) zur Befestigung an der Corticalis (**21**) eines Knochens (**5, 36**) aufweist.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Drucksensor (**8, 30**) derart ausgebildet ist, dass er in der Medulla (**4**) eines Knochens (**5**) anbringbar oder an einem Knochen (**36**) befestigbar ist.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Drucksensor (**8, 30**) derart ausgebildet ist, dass er an einer Prothese (**6**) befestigbar oder darin integrierbar ist.

4. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass der Drucksensor (**30**) ein Gehäuse aufweist und die Spule (**13**) und die elektrische Schaltung (**14**) in einem anderen Gehäuse (**32, 34**) angeordnet und über einen elektrischen Leiter (**31, 5**) miteinander verbunden sind und die Sonde bilden.

5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass der Drucksensor (**8**), die Spule (**13**) und eine elektrische Schaltung (**14**) in einem T-förmigen Gehäuse (**37**) untergebracht sind, wobei der Drucksensor (**8**) im Schenkel (**11**) und die Spule (**13**) sowie die elektrische Schaltung (**14**) im Querbalken angeordnet und über einen elektrischen Leiter (**15**) miteinander verbunden sind und die Sonde (**1, 33**) bilden.

6. Vorrichtung zur In-vivo-Messung von Drücken und Druckschwankungen im oder am Körper, wobei die Vorrichtung eine implantierbare Sonde (**16**) und eine Auswerteeinheit (**7**) aufweist, die Sonde (**16**) einen Drucksensor in Form eines Kondensators (**19**) mit einer verformbaren Membran (**23, 24**) und eine Spule (**22**) enthaltenden Schwingkreis (L-C) enthält und die Auswerteeinheit (**3**) einen Resonanzschwingkreis (**7**) zur Erkennung der Eigenfrequenz

( $F_e$ ) des Schwingkreises aufweist, wobei die Eigenfrequenz ( $F_e$ ) des Schwingkreises (L-C) durch den momentanen Druck auf den Drucksensor (8) bestimmt ist oder durch eine durch Druckschwankungen hervorgerufene Änderung einer Dimension des Drucksensors (8) veränderbar ist, dadurch gekennzeichnet, dass die Sonde (16) einen Gewindestift (17, 18) aufweist, der ausgebildet ist, in der Corticalis (21) eines Knochens (5) eingeschraubt zu werden, und dass der Kondensator (19) in einem Gehäuse enthalten ist und zusammendrückbare Kondensatorplatten (20) aufweist, wobei die beiden äusseren Kondensatorplatten (23, 24) im Innern der ebenfalls relativ zueinander beweglichen Seiten des Gehäuses befestigt sind.

7. Vorrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass das Gehäuse dünnere Stellen (25) aufweist, so dass es zusammendrückbar ist und auf den Kondensator (19) wirkt.

8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Vorrichtung ein Interface (2) aufweist, das ausgebildet ist, die Signale der Sonde aufzunehmen und an die Auswerteeinrichtung weiterzugeben, wobei das Interface eine Stromversorgung aufweist.

9. Vorrichtung nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass das Interface (2) eine Langzeitbatterie aufweist und ausgebildet ist, um implantiert zu werden.

10. Vorrichtung nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, dass das Interface (2) aus mindestens zwei Teilen besteht, welche über ein Kabel miteinander verbunden sind, wobei der eine Teil die Antenne und der andere Teil die restliche Elektronik und die Batterie enthält.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

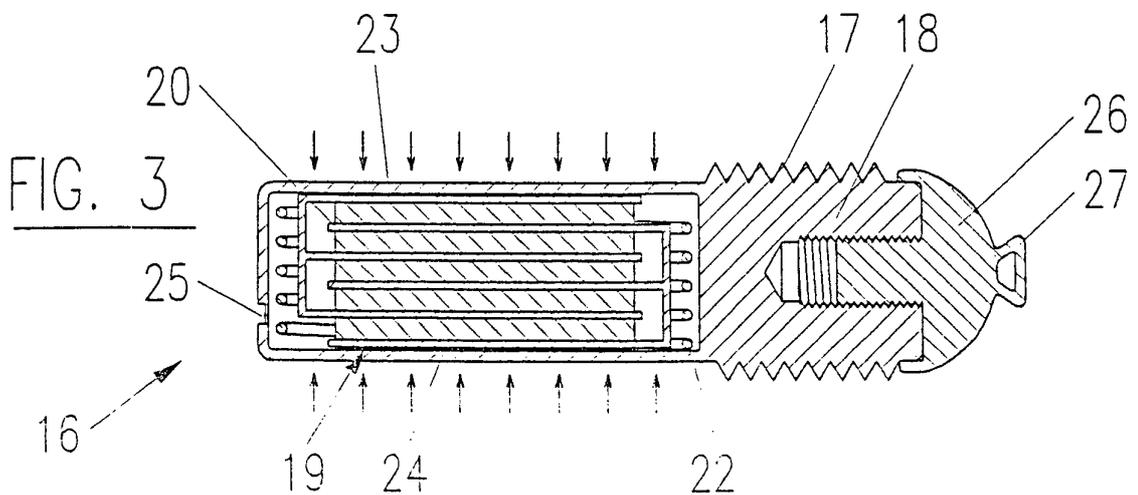
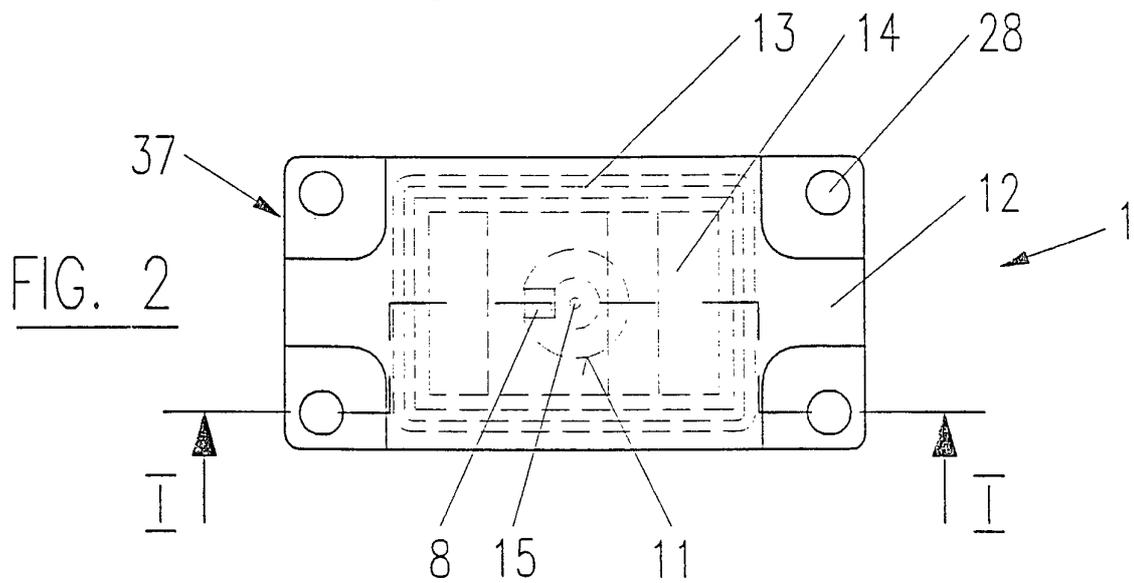
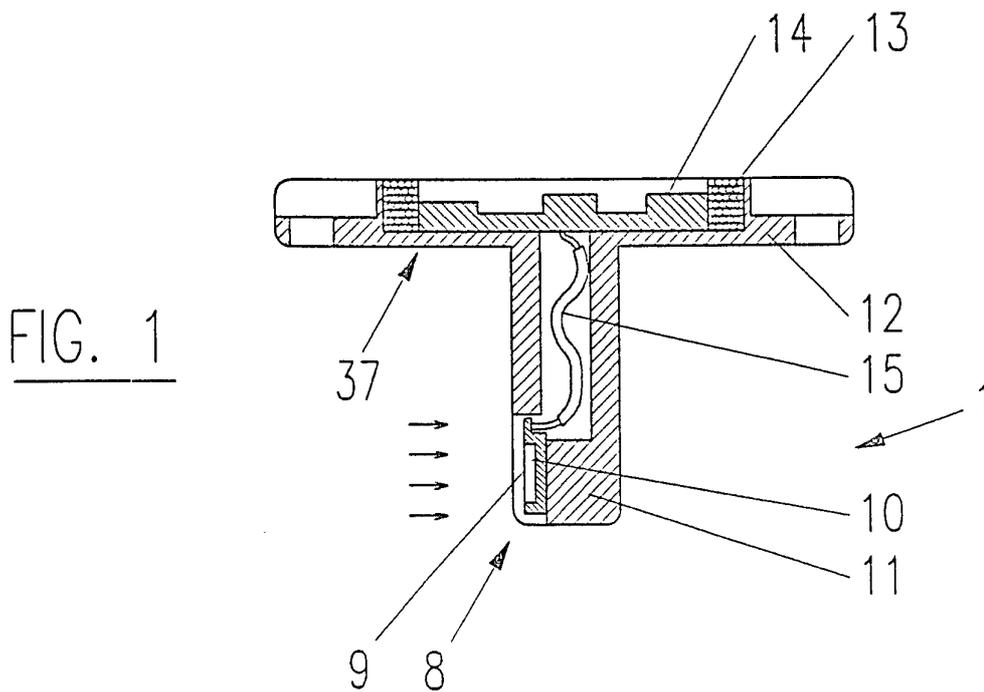


FIG. 4

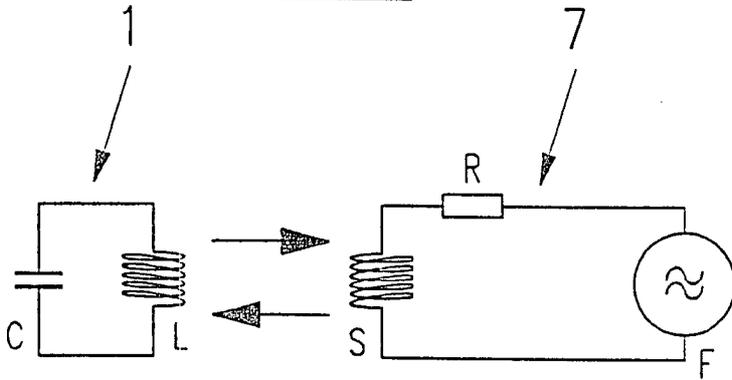


FIG. 4A

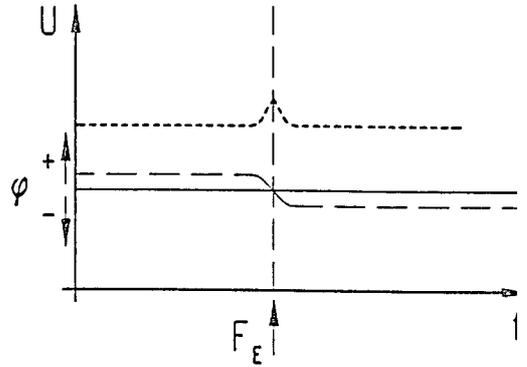


FIG. 5

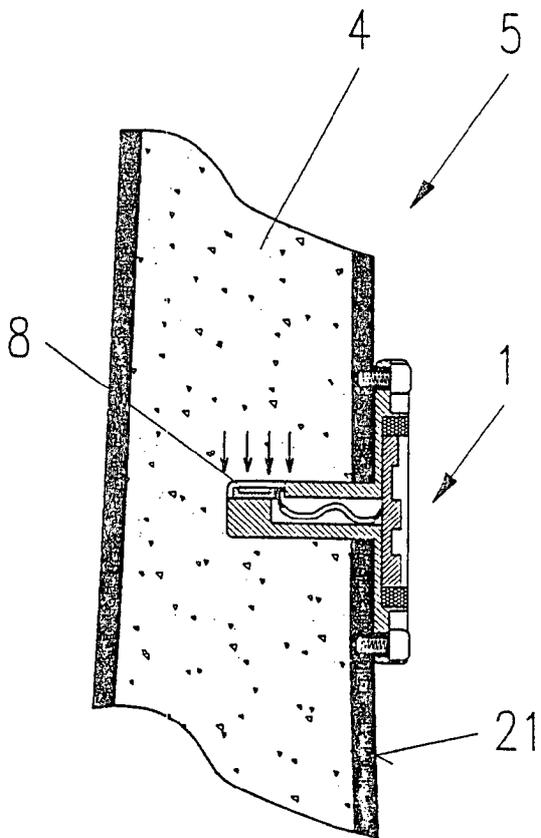


FIG. 6

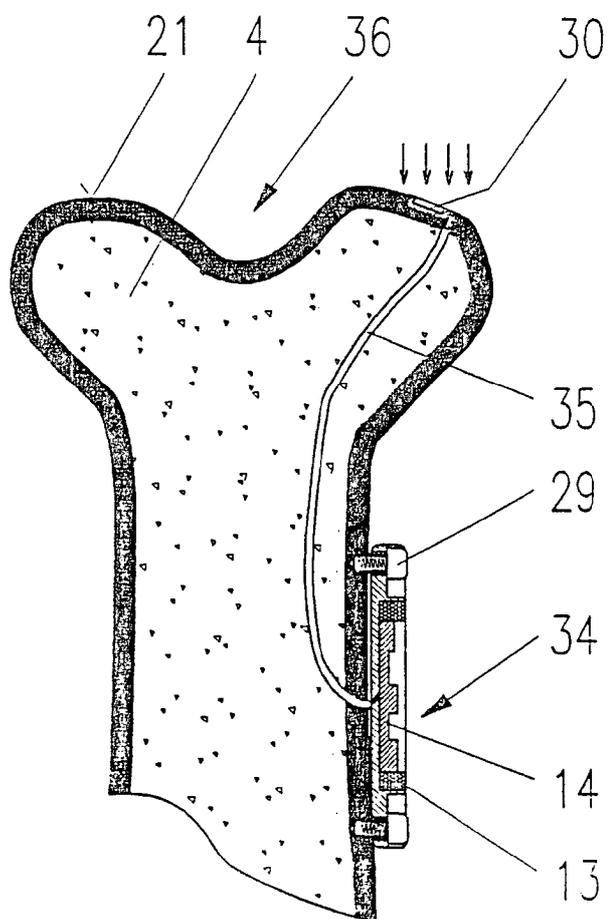


FIG. 7A

FIG. 7B

FIG. 7C

