

(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
16. Dezember 2010 (16.12.2010)

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2010/142760 A2

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61B 5/055 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2010/058144

(22) Internationales Anmeldedatum:
10. Juni 2010 (10.06.2010)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
102009026897.9 10. Juni 2009 (10.06.2009) DE
61/227,956 23. Juli 2009 (23.07.2009) US

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme
von US): **SIRONA DENTAL SYSTEMS GMBH**
[DE/DE]; Fabrikstrasse 31, 64625 Bensheim (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **RASCHE, Volker**
[DE/DE]; Stockäcker 14, 89155 Erbach (DE). **HELL,
Erich** [DE/DE]; Seliger Str. 43, 89537 Giengen (DE).
ULRICI, Johannes [DE/DE]; Landwehrstr. 5, 64293
Darmstadt (DE).

(74) Anwalt: **SOMMER, Peter**; SOMMER Patentanwalt, Au-
gustaanlage 32, 68165 Mannheim (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, 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, 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,
SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM,
GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Erklärungen gemäß Regel 4.17:

— Erfindererklärung (Regel 4.17 Ziffer iv)

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: SENSOR AND MAGNETIC FIELD UNIT FOR USE IN A MAGNETIC RESONANCE TOMOGRAPHY SYSTEM
OR IN A MAGNETIC RESONANCE SPECTROSCOPY SYSTEM

(54) Bezeichnung : SENSOR SOWIE MAGNETFELDEINHEIT ZUR VERWENDUNG INNERHALB EINES MAGNETRE-
SONANTZTOMOGRAPHIE-SYSTEMS ODER EINES MAGNETRESONANZSPEKTROSKOPIE-SYSTEMS

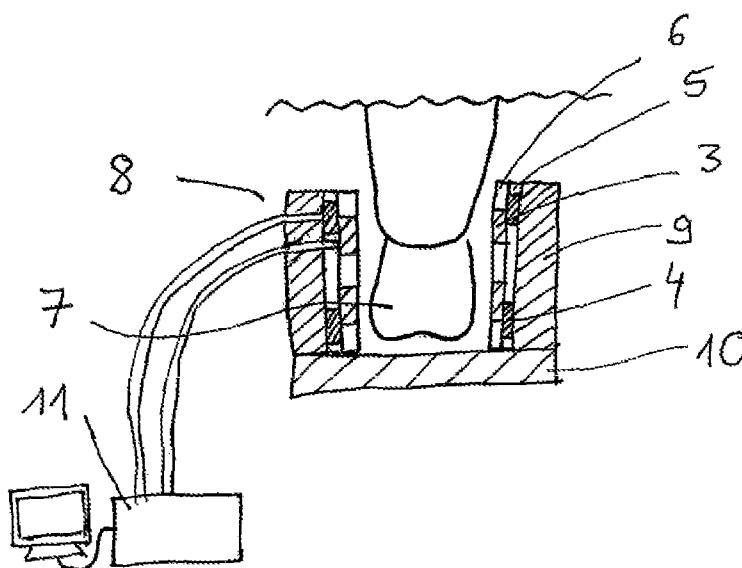


Fig. 2A

(57) Abstract: The invention relates to a sen-
sor (1) for use in a magnetic resonance tomo-
graphy system or in a magnetic resonance
spectroscopy system, said sensor comprising at
least one gradient coil system (4) for produ-
cing a gradient field and at least one receiver
coil (3) for measuring a high-frequency field.
The at least one receiver coil (3) and the at
least one gradient coil system (4) are fastened
on a fixture (2), said fixture (2), together with
the at least receiver coil (3), being at least par-
tially introducible into an oral cavity (21) in
the immediate vicinity of an object (7) to be
tested. The invention further relates to a ma-
gnetic field unit which comprises the sensor
(1) according to the invention and to a perma-
nent magnet for producing a main magnetic
field.

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung be-
trifft einen Sensor (1) zur Verwendung inner-
halb eines

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

**Veröffentlicht:**

- *ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts (Regel 48 Absatz 2 Buchstabe g)*

Magnetresonanztomographie-Systems oder eines Magnetresonanzspektroskopie-Systems, umfassend mindestens ein Gradientenspulensystem (4) zur Erzeugung eines Gradientenfeldes und mindestens eine Empfangsspule (3) zum Vermessen eines Hochfrequenzfeldes. Die mindestens eine Empfangsspule (3) und das mindestens eine Gradientenspulensystem (4) sind auf einer Halterung (2) befestigt, wobei die Halterung (2) mit der mindestens einen Empfangsspule (3) und dem mindestens einen Gradientenspulensystem (4) in eine Mundhöhle (21) in unmittelbarer Nachbarschaft zu einem zu untersuchenden Objekt (7) zumindest teilweise einbringbar ist. Weiterhin betrifft die Erfindung eine Magnetfeldeinheit, die den erfindungsgemäßen Sensor (1) und einen Permanentmagneten zur Erzeugung eines Hauptmagnetfeldes umfasst.

- 1 -

Beschreibung

Sensor sowie Magnetfeldeinheit zur Verwendung innerhalb eines Magnetresonanztomographie-Systems oder eines Magnetresonanzspektroskopie-Systems

5 Technisches Gebiet

Die Erfindung betrifft einen Sensor und eine Magnetfeldeinheit zur Verwendung innerhalb eines Magnetresonanztomographie-Systems oder eines Magnetresonanzspektroskopie-Systems für dentale Applikationen zur gezielten Darstellung kleinerer Volumina innerhalb der Mundhöhle, wie beispielsweise von einem oder mehreren Zähnen.

Stand der Technik

Die MRT ist ein bildgebendes Verfahren, das heutzutage für dentale Applikationen lediglich in einem sehr begrenzten Umfang im Bereich der Diagnose des Kiefergelenks und für die Planung von kieferchirurgischen Eingriffen eingesetzt werden kann.

Eine verbreiterte Anwendung der MRT für den dentalen Bereich scheitert daran, dass auf dem Markt befindliche Apparate für die Ganzkörpertomographie und für die Darstellung von Weichteilgewebe ausgelegt sind. Somit kommt ihr Einsatz für die Darstellung dentaler Strukturen zum einen aufgrund des zu geringen Signal-Rausch-Abstandes und zum anderen aufgrund der hohen Anschaffungs-, Installations- und Betriebskosten im Allgemeinen nicht in Frage.

Die DE 20 2007 008 008 U1 offenbart eine Vorrichtung zur Tomographie für Gewebeuntersuchungen von Körperteilen, insbesondere im Mundbereich auf der Basis von mechanischen Anregungen, wobei eine Anordnung von mechanischen Erregern auf Mitteln zur ortsfesten Ausrichtung angeordnet ist, die vorteilhafterweise in den Mund einführbar sind.

- 2 -

Die DE 101 47 743 C1 offenbart eine Hochfrequenz-Spule, die mittels einer aus einem speziellen Polymer-Werkstoff gefertigten Vorrichtung möglichst eng an die Anatomie des zu untersuchenden Körperteils angepasst wird. Dadurch kann ein
5 höherer Signal-zu-Rausch-Abstand erzielt werde.

Eine intraorale Empfangsspule für dentale Anwendungen ist aus dem Artikel „In Vivo MRI-Based Dental Impression Using an Intraoral RF Receiver Coil“ von P.M. Jakob et al. erschienen im Concepts in Magnetic Resonance Part B, Magnetic
10 Resonance Engineering, Vol. 33B(4) 244-251, 2008, bekannt, wobei die intraorale Empfangsspule zur Verwendung innerhalb eines Ganzkörpertomographen ausgelegt ist.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, einen Sensor und eine Magnetfeldeinheit zur Verwendung in einem Magnetresonanztomographie- oder Magnetresonanzspektroskopie-System
15 bereitzustellen, die auf einen dental-spezifischen Einsatz zugeschnitten sind und sich insbesondere zur verbesserten Abbildung von einem oder mehreren Zähnen eignen.

Darstellung der Erfindung

20 Der erfindungsgemäße Sensor zur Verwendung innerhalb eines Magnetresonanztomographie-Systems umfasst mindestens eine Empfangsspule zum Vermessen eines Hochfrequenzfeldes. Die mindestens eine Empfangsspule und mindestens ein Gradientenspulensystem zur Erzeugung eines Gradientenfeldes sind
25 auf einer Halterung befestigt, die zusammen mit der mindestens einen Empfangsspule und dem mindestens einen Gradientenspulensystem in eine Mundhöhle in unmittelbarer Nachbarschaft zu einem zu untersuchenden Objekt zumindest teilweise einbringbar ist.

30 Dadurch kann die Empfangsspule möglichst nah an ein zu untersuchende Objekt gebracht und damit ein höherer Signal-

- 3 -

zu-Rausch-Abstand im empfangenen Signal erreicht werden.
Durch das Anordnen der Halterung an oder um das zu untersu-
chende Objekt, nämlich einen oder mehrere Zähne, ist eine
Fixierung des Gradientenspulensystem und auch der Empfangs-
5 spule gegenüber dem zu untersuchenden Objekt möglich, ohne
den Patienten fixieren zu müssen. So können Fehler vermie-
den werden, die durch eine Bewegung des Objekts relativ zum
Gradientenspulensystem und zur Empfangsspule hervorgerufen
werden, vermieden werden, ohne das Wohlbefinden des Patien-
10 ten während einer Aufnahme durch eine äußere Fixierung zu
beeinträchtigen.

Vorteilhafterweise sind die mindestens eine Empfangsspule
und/oder mindestens eine Spule des mindestens einen Gra-
dientenspulensystems als planare Spulen ausgeformt und die
15 Halterung weist vorteilhafterweise plattenförmige Elemente
auf.

Dadurch können die Ausmasse des Sensors möglichst klein
gehalten werden, so dass er leicht vollständig oder zumin-
dest teilweise in eine Mundhöhle hineingebracht werden
20 kann.

Vorteilhafterweise sind die mindestens eine Empfangsspule
und/oder mindestens eine Spule des mindestens einen Gra-
dientenspulensystems sattelförmig ausgebildet und werden in
einer U- oder V-förmigen Halterung gehalten, so dass die
25 Spulen an drei Seiten um das zu untersuchende Objekt herum-
reichen.

Dadurch wird das aufzunehmende Objekt, also beispielsweise
ein Zahn oder mehrere Zähne, von mindestens zwei zugängli-
chen Seiten vom Sensor umgeben, um ein möglichst gutes
30 Messsignal zu erhalten.

- 4 -

Vorteilhafterweise sind mindestens zwei Empfangsspulen und/oder mindestens zwei Spulen des Gradientenspulensystems auf der Halterung befestigt und so in die Mundhöhle einbringbar, dass die mindestens zwei Empfangsspulen
5 und/oder die mindestens zwei Spulen des Gradientenspulensystems jeweils an mindestens zwei verschiedenen Seiten des zu untersuchend Objekts, beispielsweise eines Zahns oder mehrerer Zähne, angeordnet sind.

Dadurch kann der Zahn von verschiedenen Seiten vom Sensor
10 umgeben werden, um ein möglichst gutes Messsignal zu erhalten.

Vorteilhafterweise ist der Sensor auf einer Bissschiene fest oder abnehmbar angeordnet. Dadurch kann der Sensor durch Aufbeissen des Patienten auf die Bissschiene während
15 einer gesamten Aufnahmedauer fixiert werden.

Vorteilhafterweise weist die Bissschiene eine Führungsschiene auf und der Sensor ist entlang der Führungsschiene längsverschieblich gehalten.

Dadurch kann die Position des Sensors auf der Bissschiene
20 so gewählt werden, dass sich der Sensor nach Einbringen der Bissschiene in den Mund über die zu untersuchenden Zähne erstreckt.

Vorteilhafterweise sind mindestens zwei Sensoren gleichzeitig zumindest teilweise in die Mundhöhle einbringbar, wobei
25 die mindestens zwei Sensoren entweder gleichzeitig, zeitlich subsequentiell oder zeitlich alternierend ausgelesen werden können.

Dadurch ist es möglich die Vorrichtung nur einmal in der Mundhöhle eines Patienten zu positionieren, um mehrere Be-
30 reiche zu vermessen. Auch ein gleichzeitiges Vermessen mehrerer Bereiche kann ermöglicht werden, wobei die beiden

- 5 -

Sensoren beispielsweise während eines gemeinsamen Zeitfensters ausgelesen werden können. Die beiden Sensoren können auch jeweils während eines Zeitfensters ausgelesen werden, wobei sich diese Zeitfenster zeitlich überlappen können
5 oder ohne Überlappung zeitlich aufeinander folgen.

Vorteilhafterweise sind die mindestens zwei Sensoren so in der Mundhöhle positionierbar, dass gleichzeitig ein zu untersuchendes Objekt am Oberkiefer und eines am Unterkiefer erfasst werden kann. Dadurch können gleichzeitig oder zu-
10 mindest nach nur einem Positionierungsschritt Zähne im Oberkiefer und im Unterkiefer vermessen werden.

Vorteilhafterweise wird die Empfangsspule als Sendespule zur Erzeugung eines Hochfrequenzfeldes verwendet. Dadurch kann in dem MRT-System, in dem der erfindungsgemäße Sensor
15 verwendet werden soll, eine Sendespule eingespart werden.

Vorteilhafterweise ist eine Sendespule zur Erzeugung eines Hochfrequenzfeldes auf der Halterung des Sensors angeordnet.

Sollte die Empfangsspule beispielsweise nicht als Sendespule
20 le verwendbar sein oder ist dies aus irgendwelchen Gründen nicht gewünscht, so kann die Sendespule des MRT-Systems, in dem der erfindungsgemäße Sensor verwendet werden soll, als zusätzliche Spule ausgebildet und an der Halterung des Sensors angeordnet werden.

25 Vorteilhafterweise ist zur Erzeugung eines Hauptmagnetfeldes mindestens ein Permanentmagnet vorgesehen, der über eine Bügel, der die Rückführung des Magnetflusses ermöglicht, mit der Halterung verbunden ist, wobei der Permanentmagnet zur Aussenseite der Halterung beabstandet ist und außerhalb
30 der Mundhöhle verbleibt, wenn die Halterung innerhalb der Mundhöhle positioniert ist.

- 6 -

Dadurch kann neben dem Gradientenspulensystem und der Empfangsspule eine weitere Komponente des MRT-Systems, in dem der erfindungsgemäße Sensor verwendet wird, direkt an dem Sensor angebracht werden. Weiterhin können eventuell hohe
5 Kosten für einen externen Hauptmagneten eingespart werden.

Vorteilhafterweise wird der mindestens eine zur Aussenseite der Halterung beabstandete Permanentmagnet abnehmbar an dem Bügel befestigt. Dadurch ist der Permanentmagnet austauschbar. Es ist daher möglich verschiedene Permanentmagnete be-
10 reitzustellen und jeweils einen an den Patienten und das Untersuchungsziel angepassten Permanentmagnet auszuwählen und am Bügel zu befestigen.

Vorteilhafterweise ist der Bügel abnehmbar an der Halterung befestigt. Dies ermöglicht es, verschiedene Bügel zu ver-
15 wenden. So kann jeweils ein an die Anatomie des Patienten und an die Lage des zu untersuchenden Objekts, beispielsweise ein Backenzahn oder ein Schneidezahn, ausgewählt und verwendet werden.

Vorteilhafterweise ist eine Haltevorrichtung vorgesehen,
20 die am Kopf des Patienten angeordnet werden kann und an der der mindestens eine zur Aussenseite der Halterung beabstandete Permanentmagnet anbringbar ist. Dadurch kann das Gewicht des Permanentmagneten durch die Halterung am Kopf getragen werden und muss nicht vom Patienten mit den Zähnen
25 gehalten werden.

Als einen weiteren Gegenstand umfasst die Erfindung eine Magnetfeldeinheit zur Verwendung innerhalb eines MRT-Systems, die mindestens einen Permanentmagneten zur Erzeugung eines Hauptmagnetfeldes, mindestens ein Gradientenspulen-
30 lensystem zur Erzeugung eines Gradientenfeldes und mindestens eine Empfangsspule zur Erzeugung eines Hochfrequenzfeldes umfasst und den erfindungsgemäßen Sensor verwendet,

- 7 -

wobei der mindestens eine Permanentmagnet auf der Halterung angeordnet ist oder die Halterung teilweise oder vollständig ersetzt.

Das Integrieren eines Permanentmagneten in den erfindungs-
5 gemäßen Sensor ermöglicht es, eine sehr kleine, kostengünstige weitestgehend intraoral anzuwendende Magnetfeldeinheit eines MRT-Systems bereitzustellen, die auf dentale Applikationen zugeschnitten ist. Die erfindungsgemäße Magnetfeldeinheit, die alle Systemkomponenten eines Magnetresonanztomo-
10 mographen umfasst, stellt also einen intra-oralen Magnetresonanztomographen dar.

Vorteilhafterweise ist eine Sendespule vorgesehen, die zur Magnetfeldeinheit beabstandet positionierbar ist. Das MRT-System, in dem die Magnetfeldeinheit verwendet werden soll,
15 weist üblicherweise zur Anregung eine Sendespule auf. Wird diese zur Magnetfeldeinheit beabstandet angeordnet, beispielsweise außerhalb der Mundhöhle, so kann die Größe der während einer Aufnahme im Mund des Patienten anzuordnenden Teile, insbesondere der Magnetfeldeinheit, minimiert wer-
20 den, was für den Patienten angenehmer ist.

Vorteilhafterweise sind beide Pole des mindestens einen Permanentmagneten so ausgebildet, dass sich der homogene Anteil des Hauptmagnetfeldes über das zu untersuchende Objekt, beispielsweise einen oder mehrere Zähne, erstreckt.
25 Dies ermöglicht es, einen oder mehrere Zähne aufzunehmen, ohne die Vorrichtung zwischendurch versetzen zu müssen.

Vorteilhafterweise ist ein Mittel zur Temperaturstabilisierung des mindestens einen Permanentmagneten vorgesehen.

Schon leichte Temperaturveränderungen der Permanentmagnete
30 können das von ihnen erzeugte Hauptmagnetfeld verändern.
Ein Mittel zur Temperaturstabilisierung ermöglicht es, die

- 8 -

Temperatur des Permanentmagneten und damit das durch sie erzeugte Magnetfeld konstant zu halten. Eine Temperaturstabilisierung kann beispielsweise über das Kühlen mittels eines Peltierelements oder durch das Aufheizen mittels eines Heizdrahts, einer Heizspule oder einem sonstigen Heizelement erfolgen.

Vorteilhafterweise ist zur Steuerung des Mittels zur Temperaturstabilisierung ein Temperaturfühler in der Nähe des mindestens einen Permanentmagneten angeordnet. Dadurch kann die Temperatur des Permanentmagneten gemessen und die Temperaturstabilisierung entsprechend gesteuert werden.

Vorteilhafterweise ist das Mittel zur Temperaturstabilisierung ein flüssiger oder gasförmiger Wärmeträger, der in einen Innenraum zwischen den Polen des mindestens einen Permanentmagneten gefüllt wird. Dadurch steht ein relativ großes Volumen für den flüssigen oder gasförmigen Wärmeträger zur Verfügung, wodurch eine effiziente Temperaturstabilisierung möglich ist.

Vorteilhafterweise sind mindestens zwei aus der Mundhöhle herausgeführte Schläuche vorgesehen, über die der flüssige oder gasförmige Wärmeträger austauschbar ist. Durch den Wärmeträgeraustausch kann die Temperatur des Permanentmagneten auf einfache Weise stabilisiert werden.

Vorteilhafterweise weist der mindestens eine Permanentmagnet Kanäle für einen flüssigen oder gasförmigen Wärmeträger oder für Temperaturregulierungselemente auf.

Dadurch kann die Temperatur des Permanentmagneten stabilisiert und geregelt werden, ohne dass beispielsweise der gesamte Innenraum zwischen den Permanentmagneten mit einem flüssigen oder gasförmigen Wärmeträger gefüllt werden muss.

- 9 -

Vorteilhafterweise ist ein Mittel zur Messung der Magnetfeldstärke des mindestens einen Permanentmagneten vorgesehen. Dadurch kann die Magnetfeldstärke des Hauptmagnetfeldes während einer Aufzeichnung von Messsignalen der Magnetfeldeinheit gemessen und gegebenenfalls aufgezeichnet werden, um auftretende Schwankungen bei einer Auswertung der Messsignale zu berücksichtigen oder entsprechende Korrekturen des Hauptmagnetfeldes vorzunehmen. Die Messung der Magnetfeldstärke ist beispielsweise ohne das Vorsehen einer zusätzlichen Messapparatur durch Messen der Resonanzfrequenz möglich.

Vorteilhafterweise ist mindestens eine Ausgleichsspule vorgesehen, mit der Veränderungen des Hauptmagnetfelds ausgeglichen werden können und die an dem mindestens einen Permanentmagneten, an dem mindestens einen Gradientenspulensystem oder an der mindestens einen Empfangsspule der Magnetfeldeinheit angeordnet ist.

Hierdurch wird es möglich Störungen des Hauptmagnetfelds auszugleichen. Dabei ist die Ausgleichsspule möglichst nah am auszugleichenden Feld angeordnet, da hierdurch möglichst geringe Ströme notwendig sind, um eine erwünschte Feldstärke zur Kompensation von lokalen Feldinhomogenitäten zu erzeugen. Je näher die Spule am Hauptmagnetfeld angeordnet ist, desto geringer ist der benötigte Strom zur Erzeugung einer notwendigen Korrekturfeldstärke.

Vorteilhafterweise ist zum Ausgleich von Veränderungen des Hauptmagnetfelds mindestens ein Ausgleichspermanentmagnet an der Magnetfeldeinheit beweglich positionierbar.

Hierdurch kann auf einen weiteren Verstärker verzichtet werden, der für eine entsprechende Spule notwendig wäre. Auch die Wärmentwicklung, die eine resistive Spule aufweist, tritt nicht auf. Allerdings muss die Anbringung des

- 10 -

mindestens einen Ausgleichspermanentmagneten an der Magnetfeldeinheit so gestaltet sein, dass der Ausgleichspermanentmagnet relativ zur Magnetfeldeinheit bewegt werden kann. Der Ausgleichspermanentmagnet kann beispielsweise auf
5 Schienen oder auf einer verschiebbaren Halterung gehalten werden. Dies ermöglicht es den Permanentmagneten nachzufahren, um über den Abstand des Magneten zum Hauptmagnetfeld die Korrekturfeldstärke zu korrigieren und an die auszugleichende Inhomogenität des Hauptmagnetfelds anzugleichen.

10 Vorteilhafterweise ist mindestens ein zur Halterung beabstandeter und außerhalb der Mundhöhle angeordneter Permanentmagnet über einen Bügel, der die Rückführung des Magnetflusses ermöglicht, mit dem mindestens einen an der Halterung gehaltenen oder die Halterung teilweise oder voll-
15 ständig ersetzenden Permanentmagneten innerhalb der Mundhöhle verbunden, wobei der Permanentmagnet außerhalb der Mundhöhle verbleibt, wenn die Halterung innerhalb der Mundhöhle positioniert ist.

Dies ermöglicht es, einen Teil der zur Erzeugung des Hauptmagnetfeldes notwendigen Permanentmagnete nicht auf der
20 Halterung vorzusehen und dadurch die Ausmaße des in die Mundhöhle einbringbaren Teils der Magnetfeldeinheit möglichst gering zu halten.

Vorteilhafterweise ist der Bügel abnehmbar an dem an der
25 Halterung gehaltenen oder die Halterung teilweise oder vollständig ersetzenden Permanentmagneten befestigt. Dies ermöglicht es, verschieden Bügel zu verwenden. So kann jeweils ein an die Anatomie des Patienten und an die Lage des zu untersuchenden Objekts, beispielsweise ein Backenzahn
30 oder ein Schneidezahn, ausgewählt und verwendet werden.

Als einen weiteren Gegenstand umfasst die Erfindung eine Magnetfeldeinheit eines Magnetresonanztomographie-System

- 11 -

(MRS-System) entsprechend der erfindungsgemäßen Magnetfeldeinheit, jedoch ohne Gradientenspulensystem.

Durch das Verwenden einer Magnetfeldeinheit, welches kein Gradientenspulensystem vorsieht, aber ansonsten alle Merkmale der erfindungsgemäßen Magnetfeldeinheit aufweist, ist zwar keine orts aufgelöste Vermessung des zu untersuchenden Objekts mehr möglich, aber eine spektroskopische Untersuchung des Objekts im homogenen Bereich des Magnetfeldes. Ein solcher in einem MRS-System zu verwendender Aufbau kann 10 beispielsweise eingesetzt werden, um einen Zahn auf spezifische Komponenten von Karies zu testen.

Die Erfindung betrifft weiterhin ein Verfahren zur Erzeugung von Magnetresonanztomographieaufnahmen mittels eines Magnetresonanztomographie-Systems mit einem in eine Mundhöhle in unmittelbarer Nachbarschaft zu einem zu untersuchenden Objekt zumindest teilweise einbringbaren Sensor mit mindestens einem Gradientenspulensystem zur Erzeugung eines Gradientenfeldes. In einem Aufnahmeschritt wird eine Magnetresonanztomographieaufnahme erzeugt, wobei während eines 20 für den Aufnahmeschritt notwendigen Zeitintervalls das Gradientenspulensystem mit einem sich zeitlich gemäß einem vorgegebenen Stromverlauf ändernden Aufnahmestrom beaufschlagt wird. Vor der Erzeugung einer ersten Magnetresonanztomographieaufnahme wird in einem Vorbereitungsschritt 25 das mindestens eine Gradientenspulensystem mit einem Vorbereitungsstrom beaufschlagt.

Typischerweise sind es vor allem die Gradientenspulen bzw. die Spulen eines Gradientenspulensystems eines Magnetresonanztomographiesystems, die dieses während des Betriebs 30 durch Abwärme aufheizen. Durch das Beaufschlagen des Gradientenspulensystems mit einem Vorbereitungsstrom werden die Spulen des Gradientenspulensystems und damit das gesam-

- 12 -

te System bereits vor der Erzeugung der eigentlichen Aufnahme erwärmt. Dadurch kann beispielsweise bereits eine stabile Temperatur des gesamten Systems erreicht werden, die sich während einer Aufnahme nicht mehr stark ändert
5 bzw. es kann ein Temperaturverlauf erreicht werden, der dem für die Kalibrierung des Sensors eingestellten Temperaturverlauf entspricht.

Durch das Verwenden des Gradientenspulensystems zur Erwärmung des Gradientenspulensystems selbst sowie gegebenenfalls falls der umgebenden Bauteile ist es nicht notwendig, weitere Heizmittel vorzusehen.
10

Vorteilhafterweise entspricht der Vorbereitungsstrom dem Verlauf von einem oder mehreren Stromverläufen während der Erzeugung einer Magnetresonanztomographieaufnahme.

15 Eine Variante den Sensor mittels des Gradientenspulensystems zu erwärmen ist es, den zeitlichen Verlauf des Vorbereitungsstroms entsprechend dem Stromverlauf des Aufnahmestroms während eines Aufnahmezyklus oder auch während mehrerer Aufnahmezyklen zu wählen. Dies könnte beispielsweise
20 dazu führen, dass das System quasi einen gleichgewichtsähnlichen Zustand erreicht, der sich bei der folgenden Aufnahme nicht mehr stark ändert.

Vorteilhafterweise entspricht der Vorbereitungsstrom höchstens einem maximalen Stromwert des für eine Magnetresonanztomographieaufnahme vorgegebenen Stromverlaufs und das mindestens eine Gradientenspulensystem wird während eines
25 Zeitintervalls, das kleiner oder gleich dem für eine Magnetresonanztomographieaufnahme notwendigen Zeitintervall ist, kontinuierlich oder gepulst bestromt.

30 Eine weitere Variante ist es einen konstanten oder beliebig variierenden Stromwert kleiner oder gleich dem maximalen

- 13 -

Stromwert zu wählen und das Gradientenspulensystem kontinuierlich oder gepulst mit diesem Strom zu beaufschlagen. So kann eine gewünschte Betriebstemperatur möglichst schnell und einfach erreicht werden.

5 Vorteilhafterweise ist der Sensor während der Durchführung des Vorbereitungs- und des Aufnahmeschritts in der Mundhöhle angeordnet. Dadurch können sich Temperaturänderungen aufgrund der im Vergleich zur Umgebungstemperatur erhöhten Temperatur in der Mundhöhle bereits während des ersten
10 Schritts einstellen. Somit kann eine störende entsprechende Temperaturänderung während der eigentlichen Aufnahme vermieden werden.

Vorteilhafterweise ist der Sensor während der Durchführung des Vorbereitungs- und des Aufnahmeschritts in einer Aufnahme-
15 nahmeposition innerhalb der Mundhöhle angeordnet. Dadurch kann sich der Aufnahmeschritt direkt an den Vorbereitungsschritt anschließen, ohne dass eine Positionsänderung des Sensors notwendig ist. Weiterer sich während eines Positionierungsvorgangs einstellende Temperaturveränderungen können so
20 vermieden werden.

Vorteilhafterweise ist ein Temperaturfühler am Sensor angeordnet und die Temperatur des Sensors wird mittels des Temperaturfühlers kontrolliert, wobei während des Vorbereitungsschritts bei Überschreiten einer vorgegebenen maximalen Temperatur der das mindestens eine Gradientenspulensystem beaufschlagende Strom abgeschaltet wird, der Vorbereitungsschritt beendet wird und in dem Aufnahmeschritt die Magnetresonanztomographieaufnahme durchgeführt wird.

Ein Temperaturfühler ermöglicht es einerseits, dass Erreichen einer angestrebten Temperatur zu überwachen bzw.
30 schnell festzustellen. Zum anderen ist die Kontrolle der Temperatur dahingehend möglich, dass ein Überschreiten ei-

- 14 -

ner zulässigen maximalen Temperatur des Systems überwacht werden kann.

Kurzbeschreibung der Zeichnung

- Mehrere Ausführungsbeispiele der Erfindung sind in der
- 5 Zeichnung dargestellt. Es zeigt, die
- Fig.1 A,B,C,D ein erfindungsgemäßer Sensor, die
- Fig. 2 A,B,C eine erfindungsgemäße Magnetfeldeinheit, die
- Fig. 3 eine erfindungsgemäße Magnetfeldeinheit zur
- spektralen Analyse, die
- 10 Fig.4 A,B,C,D Möglichkeiten zur Temperaturstabilisierung
- der Permanentmagneten der Magnetfeldeinheit
- aus Fig. 2A, die
- Fig. 5 die auf einem Abdrucklöffel beweglich ange-
- brachte Halterung des Sensors aus Fig.1 oder
- 15 der Magnetfeldeinheit aus Fig. 2A, die
- Fig. 6 den Abdrucklöffel aus Fig. 5 mit zwei darauf
- angeordneten Halterungen des Sensores aus
- Fig. 1 oder der Magnetfeldeinheit aus Fig.
- 2A, die
- 20 Fig. 7 A,B die Halterung des Sensors aus Fig. 1 oder
- der Magnetfeldeinheit aus Fig.2 mit einem
- teilweise innerhalb der Mundhöhle und teil-
- weise ausserhalb angeordneten Permanentmag-
- neten, die
- 25 Fig. 8 eine Halterung für den ausserhalb angeordne-
- ten Permanentmagneten aus Fig. 7A und 7B,
- die
- Fig. 9 einen beispielhaften Stromverlauf eines Vor-
- bereitungsstroms.

Ausführungsbeispiele

Ein der Erfindung entsprechender Sensor 1 umfasst eine Halterung 2 an der mindestens eine Empfangsspule 3 zum Empfangen eines Kernspinresonanztomographie-Signals und mindestens ein Gradientenspulensystem 4 bestehend aus mehreren Spulen zur Erzeugung eines Gradientenfeldes gehalten wird. Die Halterung kann beispielsweise U-förmig ausgebildet sein, wie in Fig. 1A, 1B und 1C gezeigt, L-förmig wie in Fig. 1C dargestellt oder auch V-förmig.

Die Empfangsspulen 3 und die Spulen des Gradientenspulensystems 4 werden bevorzugt als planares Spulensystem ausgebildet und können sich beispielsweise sattelförmig über alle drei oder zumindest über zwei Seiten einer U-förmigen Halterung 2 erstrecken, wie in Fig. 1A dargestellt. Dabei wird die mindestens eine Spule des Gradientenspulensystems 4 in einer ersten Ebene 5 an den nach innen zeigenden Wänden der U-förmigen Halterung gehalten und die mindestens eine Empfangsspule 3 wird in einer zweiten Ebene 6 an der ersten Ebene 5 gehalten.

Weitere mögliche Ausführungsformen sind in Fig. 1B, 1C und 1D dargestellt. In Fig. 1B und 1D sind zwei Empfangsspulen 3 und die Spulen eines Gradientenspulensystems 4 jeweils an einer der beiden einander zugewandten Seiten der U-förmigen Halterung 2 angeordnet, indem die Spulen des Gradientenspulensystems 4 in einer ersten Ebene 5 an den Seitenwänden der Halterung 2 gehalten werden und die Empfangsspulen 3 in einer zweiten Ebene 6 an der ersten Ebene 5 angeordnet sind. In Fig. 1C ist eine Empfangsspule 3 und ein Gradientenspulensystem 4 dargestellt, die jeweils an einer Fläche einer L-förmigen Halterung 2 gehalten werden.

Die U-förmig ausgebildete Halterung 2 ermöglicht es, die Halterung 2 um das zu untersuchende Objekt 7, beispielsweise

- 16 -

se einen Zahn herum zu stülpen, so dass die eine oder die mehreren Empfangsspulen 3 das zu untersuchende Objekt von zwei oder sogar drei Seiten umgeben. Dadurch kann die Qualität des Messsignals verbessert werden. Durch das Über-
5 stülpen über beispielsweise einen Zahn wird die Halterung an dem zu untersuchenden Objekt 7 gehalten. Dadurch bewegt sich die Halterung 2 und damit auch die mindestens eine Empfangsspule 3 und insbesondere die Spulen des Gradienten-
spulensystems 4 mit dem zu untersuchenden Objekt 7 mit. So
10 können Fehler, die durch eine Bewegung des zu untersuchenden Objekts 7 relativ zu dem Gradientenfeld bzw. relativ zu der Empfangsspule 3 auftreten, vermieden werden.

Die L-förmige Halterung 2 ermöglicht es, die mindestens eine Empfangsspule 3 zumindest von einer Seite nah an das zu
15 untersuchende Objekt 7 heranzubringen. Beispielsweise kann es so an einem oder mehreren Zähnen angeordnet werden, dass die die Empfangsspule 3 und zumindest teilweise das Gradientenspulensystem 4 haltende Fläche seitlich an einem oder mehreren Zähnen anliegt, während die weitere Fläche der
20 Halterung 2 auf der Kaufläche des oder der Zähne aufliegt und beispielsweise durch das Aufbeissen des Patienten fixiert wird.

Der Sensor kann innerhalb eines MRT-Systems verwendet werden, das beispielsweise einen supraleitenden Magneten, einen oder mehrere resisitive Elektromagneten oder einen oder
25 mehrere Permanentmagnete zur Erzeugung eines Hauptmagnetfeldes aufweist. Der Patient wird mit dem in der Mundhöhle positionierten Halterung so in dem Hauptmagnetfeld positioniert, dass sich die Halterung und das zu untersuchende Objekt, beispielsweise mehrere Zähne des Ober- und/oder Unterkiefers im homogenen Bereich des Hauptmagnetfeldes befinden.

- 17 -

Erfindungsgemäß kann eine Magnetfeldeinheit 8 mit der Halterung 2 realisiert werden, die neben dem Gradientenfeld auch ein für die Magnetresonanztomographie oder Magnetresonanzspektroskopie notwendige Hauptmagnetfeld erzeugt. Dazu
5 wird neben der mindestens einen Empfangsspule 3 und der mindestens einen Spule des Gradientenspulensystems 4 auch noch mindestens ein Permanentmagnet 9 vorgesehen, der ebenfalls auf der Halterung 2 befestigt wird und/oder die Halterung 2 teilweise oder ganz ersetzt. Dafür können beispielsweise
10 spielsweise zwei Permanentmagnete 9 zur Erzeugung des Hauptmagnetfeldes vorgesehen werden und als seitliche Halteflächen einer U-förmigen Halterung 2 dienen, wie dies in Fig. 2A dargestellt ist. Die beiden Pole des Magneten werden dabei so ausgelegt, dass der homogene Anteil des erzeugten
15 Magnetfeldes sich über das gesamte aufzunehmende Objekt 7, also beispielsweise einen oder mehrere Zähne, erstreckt. Zur Rückführung des Magnetfeldes sind diese beiden Permanentmagnete durch eine Brücke 10 verbunden, welche die dritte Seite der U-förmigen Halterung 2 bildet.

20 Die Spulen des Gradientenspulensystems 4 werden dann in einer ersten Ebene 5 an den beiden die Seitenflächen bildenden Permanentmagneten 9 gehalten. Die Empfangsspulen 3 werden ebenfalls zwischen den Permanentmagneten 9 angeordnet und jeweils in einer zweiten Ebene 6 beispielsweise an der
25 ersten Ebene 5 gehalten.

Zur Erzeugung des Hochfrequenzfeldes kann entweder die Empfangsspule 3 eingesetzt werden oder eine weitere planare Spule als Sendespule an den einander zugewandten Seiten der Permanentmagneten 9 oder an der zweiten die Empfangsspule 3
30 enthaltenden Ebene 6 angeordnet werden.

Zum Ausgleich von Veränderungen oder Störungen des Hauptmagnetfeldes, die insbesondere dessen Homogenität stören,

- 18 -

kann weiterhin mindestens eine Ausgleichsspule 24 vorgesehen werden. Eine solche Ausgleichsspule 24 kann beispielsweise an der die Empfangsspulen enthaltenden Ebene 6 angeordnet werden.

5 Um eine gegenseitige Beeinflussung der Spulen möglichst zu vermeiden, kann die Ausgleichsspule 24 auch in einer weiteren Ebene 24' zwischen dem Permanentmagneten 9 und der die mindestens eine Spule des Gradientenspulensystems 4 haltenden Ebene 5 angeordnet werden, an die sich die Ebene 6 mit
10 der mindestens einen Empfangsspule 3 anschließt, wie dies in Fig. 2B dargestellt ist.

Es wäre aber auch möglich, die Ausgleichsspule 24 zwischen der die mindestens eine Spule des Gradientenspulensystems 4 haltenden Ebene 5 und der die mindestens eine Empfangsspule
15 3 haltenden Ebene 6 anzuordnen.

Dabei kann die Ausgleichsspule ebenfalls in einer geeigneten Ebene gehalten werden.

Anstatt eine Ausgleichsspule 24 zum Ausgleichen von Inhomogenitäten des Hauptmagnetfelds zu verwenden, kann auch mindestens ein Ausgleichspermanentmagnet 25 vorgesehen werden,
20 der an geeigneter Stelle an der Magnetfeldeinheit 8 angeordnet wird. Ausgleichspermanentmagnete 25 können beispielsweise an der die Empfangsspulen enthaltenden Ebene 6 angeordnet werden.

25 Auch der Ausgleichspermanentmagnet 25 kann zur Vermeidung von gegenseitiger Beeinflussung entsprechend der Ausgleichsspulen 24 in einer weiteren Ebene 25' zwischen dem Permanentmagneten 9 und der die mindestens eine Spule des Gradientenspulensystems 4 haltenden Ebene 5 angeordnet werden,
30 den, wie dies in Fig. 2C dargestellt ist.

- 19 -

Ebenfalls ist es natürlich möglich, den Ausgleichspermanentmagneten 25 zwischen den Ebenen 5 und 6, also zwischen der mindestens einen Spule des Gradientenspulensystems 4 und Empfangsspule 3 anzuordnen.

5 Die erfindungsgemäße Magnetfeldeinheit 8 kann auch zur spektralen Analyse des zu untersuchenden Objekts 7 verwendet werden. Vorteilhafterweise wird dabei nur ein Hauptmagnetfeld, ein Hochfrequenzfeld und kein Gradientenfeld verwendet. Dadurch kann zwar nicht mehr orts aufgelöst gemessen
10 werden, aber das Signal zu Rausch Verhältnis verbessert sich. Die erfindungsgemäße Magnetfeldeinheit kann dafür entweder ohne ein Gradientenspulensystem 4 aufgebaut werden, wie in Fig. 3 dargestellt, oder das Gradientenfeld kann ausgeschaltet werden. Das Hauptmagnetfeld kann wie be-
15 schrieben mittels Permanentmagneten 9 erzeugt werden, die auch als seitliche Halterung 2 für die Empfangsspule 3 dienen. Das Hochfrequenzfeld kann wie vorher beschrieben entweder durch eine Sendespule, die ebenfalls an den Seitenflächen der Permanentmagneten 9 angeordnet wird, oder durch
20 die Empfangsspule 3 erzeugt werden. Durch spektrale Analyse können im untersuchten Objekt 7 beispielsweise Komponenten der Karies aufgrund ihres spezifischen spektroskopischen Fingerabdrucks nachgewiesen werden.

Die in Fig. 3 dargestellte Magnetfeldeinheit kann nicht nur
25 Teil eines Magnetresonanzspektroskopie-Systems sein, sie kann natürlich auch innerhalb eines MRT-Systems verwendet werden, wobei ein für die Magnetresonanztomographie notwendiges Gradientenfeld mittels eines aus dem Stand der Technik bekannten externen Gradientenspulensystems erzeugbar
30 ist. Die Spulen des Gradientenspulensystems werden so in der Nähe des fixierten Patienten positioniert, dass das Gradientenfeld im Bereich des zu untersuchenden Objekts, also

- 20 -

beispielsweise mehrerer Zähne des Patienten, den gewünschten Verlauf aufweist.

Zur Leistungsversorgung, zur Steuerung und/oder zum Auslesen des mindestens einen Gradientenspulensystems 4 und der
5 mindestens einen Empfangsspule 3 sind Leitungen vorgesehen, die nach Einbringen der Halterung in die Mundhöhle eines Patienten P aus der Mundhöhle zu einer Steuer- und Kontrolleinheit 11 geführt werden.

Zur Temperaturstabilisierung des mindestens einen Permanentmagneten 9 kann beispielsweise ein flüssiger oder gasförmiger Wärmeträger 12 dienen, der in dem Zwischenraum
10 zwischen den Permanentmagneten 9 vorgesehen wird. Eine notwendige Abdichtvorrichtung 13 kann aus einem flexiblen Material wie Gummi ausgeführt sein und wie in Fig. 4A dargestellt, um das zu untersuchende Objekt 7 herum bis zu den
15 Permanentmagneten 9 reichen.

Die Abdichtvorrichtung 13 weist weiterhin zwei Schläuche 14 auf, über die der flüssige oder gasförmige Wärmeträger 12 zu- und abgeführt werden kann. Dazu kann ein Kreislauf
20 vorgesehen sein, der beispielsweise entsprechend der Temperaturmessung eines beispielsweise an der Wand des Permanentmagneten 9 angebrachten Temperaturfühlers 15 gesteuert wird. Die Temperaturmessung kann beispielsweise optisch durch einen Lichtleiter erfolgen.

25 Eine weitere Möglichkeit zur Temperaturstabilisierung der Permanentmagnete 9 wäre eine in die Permanentmagneten 9 integrierte Kühlvorrichtungen. Dies können beispielsweise Kanäle 16 für einen flüssigen oder gasförmigen Wärmeträger 12 oder Temperaturregulierungselemente 17 sein, wie sie in
30 Fig. 4B, 4C und 4D dargestellt sind.

- 21 -

Durch eine Temperaturstabilisierung des mindestens einen Permanentmagneten 9 kann das erzeugte Hauptmagnetfeld konstant gehalten werden. Es ist aber auch möglich, Abweichungen die zum Beispiel durch Temperaturänderungen auftreten, 5 in der Auswertung der Messdaten zu berücksichtigen. Dazu kann ein Mittel zum Vermessen des Hauptmagnetfeldes beispielsweise über die Resonanzfrequenz vorgesehen werden.

Wie in Fig. 5 dargestellt, kann die Halterung 2 des erfindungsgemäßen Sensors 1 aus Fig. 1 oder der erfindungsgemäßen Magnetfeldeinheit 8 aus Fig. 2A zur stabilen Positionierung in der Mundhöhle 21, auf einer Bissschiene 18 montiert werden. Die Bissschiene 18 kann beispielsweise die Form eines Abdrucklöffels haben. Es kann weiterhin eine Führungsschiene 19 vorgesehen sein an der die Halterung 2 15 längsverschieblich gehalten wird, so dass der Sensor 1 bzw. die Magnetfeldeinheit an einer beliebigen Position entlang der Zahnreihe im Mund positioniert werden kann. Durch das Aufbeissen des Patienten auf die Bissschiene 18 wird der Sensor 1 oder die Magnetfeldeinheit 8 gegenüber dem zu untersuchenden Objekt 7 fixiert. 20

Durch das Vorsehen und die simultane Nutzung zweier Sensoren 1 oder zweier Magnetfeldeinheiten 8, die in entgegengesetzter Orientierung auf derselben Bissschiene 18 angebracht sind, wie es in Fig. 6 dargestellt ist, kann ein zu 25 untersuchendes Objekt im Oberkiefer und eines im Unterkiefer simultan vermessen werden.

In Fig. 7 ist eine Ausführungsvariante der erfindungsgemäßen Magnetfeldeinheit 8 dargestellt, die zur Erzeugung des Hauptmagnetfeldes mindestens einen Permanentmagneten 20 30 aufweist, der nach Einbringen der Halterung 2 in die Mundhöhle 21 ausserhalb verbleibt. Dazu ist der Permanentmagnet 20 über einen entsprechend geformten Bügel 22 mit Halterung

- 22 -

2 oder dem auf der Halterung angebrachten Permanentmagneten 9 verbunden. Die Fig. 7A zeigt einen entsprechenden Aufbau zur Vermessung von Backenzähnen, wobei der Bügel entsprechend lang und U-förmig ist, so dass der Permanentmagnet 20
5 ausserhalb der Mundhöhle und seitlich neben der Halterung angeordnet ist, wenn die Halterung an dem oder den zu vermessenden Backenzähnen positioniert ist. In Fig. 7B ist der Aufbau so verändert, dass er sich zur Vermessung der Frontzähne eignet. Dazu ist der Bügel gerade und eher kurz ausgeformt.
10

Damit man nicht zwei völlig eigenständige Aufbauten braucht, um verschiedene Regionen innerhalb der Mundhöhle 21 zu vermessen, können entsprechend verschieden geformte Bügel 22 und weitere Permanentmagneten 20 vorgesehen sein,
15 die austauschbar mit der Halterung 2 oder dem auf der Halterung 2 angebrachten Permanentmagneten 9 verbunden werden können. Es können auch verschieden geformte und/oder verschieden große Bügel 22 und Permanentmagnete 20 vorgesehen sein, um den Aufbau an die anatomischen Gegebenheiten des
20 Patienten P anzupassen.

In Fig. 8 ist eine mögliche Halterung 23 dargestellt, die am Kopf des Patienten P angeordnet werden kann und an der mindestens eine zur Halterung 2 beabstandete Permanentmagnet 20 gehalten werden kann. Auch Kabel zur Verbindung
25 der Magnetfeldeinheit 8 mit der Steuer- und Kontrolleinheit 11 können beispielsweise an der Halterung 23 gehalten werden.

Dem Aufnahmeschritt geht erfindungsgemäß ein Vorbereitungsschritt voraus, der vorsieht, das Gradientenspulensystem 4
30 mit einem Vorbereitungsstrom I_v zu beaufschlagen. Der Verlauf dieses Vorbereitungsstroms I_v kann beispielsweise genau dem Verlauf eines Aufnahmestroms folgen oder diesen

- 23 -

mehrfach hintereinander durchlaufen, so dass die Dauer des Vorbereitungsschritts einem Zeitintervall T_1 für eine Magnetresonanztomographieaufnahme oder einem Vielfachen dieses Zeitintervalls T_1 entspricht.

5 Eine weitere Variante ist das Beaufschlagen der mindestens eine Spule des Gradientenspulensystems 4 mit einem Vorbereitungsstrom I_v , der einen Wert kleiner oder gleich dem maximalen Stromwert $I_{\max}$ des Aufnahmestroms aufweist und kontinuierlich oder gepulst für ein Zeitintervall T_2 , das
10 kleiner oder gleich dem für die Aufnahme notwendigen Zeitintervall T_1 ist, anliegt. Ein Beispiel für einen solchen Vorbereitungsstrom I_v ist als Funktion von Strom I und Zeit t in Fig. 9 dargestellt.

Störungen im zu messenden Magnetresonanz-Signal können, wie
15 im Rahmen der Magnetresonanztomographie üblich, durch eine Abschirmung des gesamten Messvolumens gegen äußere Hochfrequenzfelder vermieden oder zumindest verringert werden. Eine Abschirmung sollte möglichst so ausgebildet sein, dass sie den gesamten Patienten umschließt. Es kann auch eine
20 gesamter Raum entsprechend abgeschirmt werden, in der der erfindungsgemäße Sensor 1 bzw. die Magnetfeldeinheit innerhalb eines MRT-Systems betrieben wird. Alternativ kann der Patient mit einer Erdung versehen werden, um die Wirkung des Körpers als Antenne zu minimieren.

- 24 -

Bezugszeichenliste

1	Sensor
2	Halterung
3	Empfangsspule
5 4	Gradientenspulensystem
5	erste Ebene
6	zweite Ebene
7	zu untersuchendes Objekt, beispielsweise Zahn
8	Magnetfeldeinheit
10 9	Permanentmagnet
10	Brücke
11	Steuer- und Kontrolleinheit
12	flüssiger oder gasförmiger Wärmeträger
13	Abdichtvorrichtung
15 14	Schlauch
15	Temperaturfühler
16	Kanal
17	Temperaturregulierungselemente
18	Bissschiene
20 19	Führungsschiene
20	Permanentmagnet
21	Mundhöhle
22	Bügel
23	Haltevorrichtung
25 24	Ausgleichsspule

- 25 -

- 24' weitere Ebene
- 25 Ausgleichspermanentmagnet
- 25' weitere Ebene
- I Strom
- 5 I_v Stromverlauf des Vorbereitungsstroms
- I_{max} Maximaler Stromwert des Aufnahmestromverlaufs
- P Patient
- t Zeit
- 10 T₁ Zeitintervall für eine Magnetresonanztomographieauf-
nahme
- T₂ Zeitintervall für Beaufschlagung mit Vorbereitungs-
strom

- 26 -

Patentansprüche

1. Sensor (1) zur Verwendung innerhalb eines Magnetresonanztomographie-Systems (MRT-System), umfassend mindestens eine Empfangsspule (3) zum Vermessen eines Hochfrequenzfeldes, **dadurch gekennzeichnet, dass** die mindestens eine Empfangsspule (3) und mindestens ein Gradientenspulensystem (4) zur Erzeugung eines Gradientenfeldes auf einer Halterung (2) befestigt sind, wobei die Halterung (2) mit der mindestens einen Empfangsspule (3) und das mindestens eine Gradientenspulensystem (4) in eine Mundhöhle (21) in unmittelbarer Nachbarschaft zu einem zu untersuchenden Objekt (7) zumindest teilweise einbringbar ist.
2. Sensor (1) nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die mindestens eine Empfangsspule (3) und/oder mindestens eine Spule des mindestens einen Gradientenspulensystems (4) als planare Spulen ausgeformt sind und die Halterung (2) plattenförmige Elemente aufweist.
3. Sensor (1) nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die mindestens eine Empfangsspule (3) und/oder mindestens eine Spule des mindestens einen Gradientenspulensystems (4) sattelförmig ausgebildet sind und die Halterung U- oder V-förmigen ausgeformt ist, so dass die Empfangsspule (3) sowie die mindestens eine Spule des Gradientenspulensystems (4) an drei Seiten um das zu untersuchende Objekt (7) herumreichen.
4. Sensor (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens zwei Empfangsspulen (3) und/oder mindestens zwei Spulen des Gradientenspulensystems (4) auf der Halterung (2) befestigt sind

- 27 -

und so in die Mundhöhle (21) einbringbar sind, dass die mindestens zwei Empfangsspulen (3) und/oder die mindestens zwei Spulen des Gradientenspulensystems (4) jeweils an mindestens zwei verschiedenen Seiten des zu
5 untersuchenden Objekts (7), beispielsweise eines oder mehrerer Zähne, angeordnet sind.

5. Sensor (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass der Sensor (1) auf einer Biss-
schiene (18) fest oder abnehmbar angeordnet ist.

10 6. Sensor (1) nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Bissschiene (18) eine Führungsschiene (19) aufweist und dass der Sensor (1) entlang der Führungsschiene (19) längsverschieblich gehalten ist.

7. Sensor (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch
15 gekennzeichnet, dass mindestens zwei Sensoren (1) gleichzeitig zumindest teilweise in die Mundhöhle (21) einbringbar sind und dass die mindestens zwei Sensoren (1) entweder gleichzeitig, zeitlich subsequentiell oder zeitlich alternierend ausgelesen werden können.

20 8. Sensor (1) nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die mindestens zwei Sensoren (1) so in der Mundhöhle (21) positionierbar sind, dass gleichzeitig ein zu untersuchendes Objekt am Oberkiefer und eines am Unterkiefer erfasst wird.

25 9. Sensor (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Empfangsspule (3) als eine Sendespule zur Erzeugung eines Hochfrequenzfeldes verwendet wird.

30 10. Sensor (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass eine Sendespule zur Erzeugung ei-

- 28 -

nes Hochfrequenzfeldes auf der Halterung (2) des Sensors (1) angeordnet ist.

11. Sensor (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass zur Erzeugung eines Hauptmagnetfeldes mindestens ein Permanentmagnet (20) vorgesehen ist, der über einen Bügel (22), der eine Rückführung eines Magnetflusses ermöglicht, mit der Halterung (2) verbunden ist, wobei der Permanentmagnet (20) zur Aussenseite der Halterung beabstandet ist und außerhalb der Mundhöhle (21) angeordnet ist, wenn die Halterung innerhalb der Mundhöhle (21) positioniert ist.
12. Sensor (1) nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass der mindestens eine zur Halterung (2) beabstandete Permanentmagnet (20) abnehmbar an dem Bügel (22) befestigt wird.
13. Sensor (1) nach Anspruch 11 oder 12, dadurch gekennzeichnet, dass der Bügel (22) abnehmbar an der Halterung (2) befestigt wird.
14. Sensor (1) nach einem der Ansprüche 11 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass eine Haltevorrichtung (23) vorgesehen ist, die an einem Kopf des Patienten (P) angeordnet werden kann und an welcher der mindestens eine zur Halterung (2) beabstandete Permanentmagnet (20) anbringbar ist.
15. Magnetfeldeinheit (8) zur Verwendung innerhalb eines MRT-Systems, umfassend mindestens einen Permanentmagneten (9) zur Erzeugung eines Hauptmagnetfeldes, mindestens ein Gradientenspulensystem (4) zur Erzeugung eines Gradientenfeldes und mindestens eine Empfangsspule (3) für ein Hochfrequenzfeld, **dadurch gekennzeichnet, dass** ein Sensor (1) nach einem der Ansprü-

- 29 -

chen 1 bis 13 verwendet wird, wobei der mindestens eine Permanentmagnet (9) auf der Halterung (2) angeordnet ist oder die Halterung (2) teilweise oder vollständig ersetzt.

- 5 16. Magnetfeldeinheit (8) nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, dass eine Sendespule vorgesehen ist, die zur Magnetfeldeinheit (8) beabstandet positionierbar ist.
- 10 17. Magnetfeldeinheit (8) nach Anspruch 15 oder 16, dadurch gekennzeichnet, dass beide Pole des mindestens einen Permanentmagneten (9) so ausgebildet sind, dass sich der homogene Anteil des Hauptmagnetfeldes über das zu untersuchende Objekt (7), beispielsweise einen Zahn oder mehrere Zähne, erstreckt.
- 15 18. Magnetfeldeinheit (8) nach einem der Ansprüche 15 bis 17, dadurch gekennzeichnet, dass ein Mittel zur Temperaturstabilisierung des mindestens einen Permanentmagneten (9) vorgesehen ist.
- 20 19. Magnetfeldeinheit (8) nach Anspruch 18, dadurch gekennzeichnet, dass zur Steuerung des Mittels zur Temperaturstabilisierung ein Temperaturfühler (15) in der Nähe des mindestens einen Permanentmagneten angeordnet ist.
- 25 20. Magnetfeldeinheit (8) nach Anspruch 18 oder 19, dadurch gekennzeichnet, dass das Mittel zur Temperaturstabilisierung ein flüssiger oder gasförmiger Wärmeträger (12) ist, der in einen Innenraum zwischen den Polen des mindestens einen Permanentmagneten gefüllt wird.
- 30 21. Magnetfeldeinheit (8) nach Anspruch 20, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens zwei aus der Mundhöhle

- 30 -

(21) herausgeführte Schläuche (14) vorgesehen sind, über die der flüssige oder gasförmige Wärmeträger (12) austauschbar ist.

22. Magnetfeldeinheit (8) nach einem der Ansprüche 15 bis
5 21, dadurch gekennzeichnet, dass der mindestens eine Permanentmagnet (9) Kanäle (16) für einen flüssigen oder gasförmigen Wärmeträger (12) oder für Temperaturregulierungselemente (17) aufweist.
23. Magnetfeldeinheit (8) nach einem der Ansprüche 15 bis
10 22, dadurch gekennzeichnet, dass ein Mittel zur Messung der Magnetfeldstärke des mindestens einen Permanentmagneten (9) vorgesehen ist.
24. Magnetfeldeinheit (8) nach einem der Ansprüche 15 bis
15 23, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens ein Ausgleichsspule (24) vorgesehen ist, mit der Veränderungen des Hauptmagnetfeldes ausgeglichen werden können, die an der Halterung (2), an dem mindestens einen Permanentmagneten (9), an dem mindestens einen Gradientenspulensystem (4) oder an der mindestens einen Empfangsspule (3) der Magnetfeldeinheit (8) angeordnet
20 ist.
25. Magnetfeldeinheit (8) nach einem der Ansprüche 15 bis
25 24, dadurch gekennzeichnet, dass zum Ausgleich von Veränderungen des Hauptmagnetfelds mindestens ein Ausgleichspermanentmagnet (25) an der Magnetfeldeinheit beweglich positionierbar ist.
26. Magnetfeldeinheit (8) nach einem der Ansprüchen 15 bis
30 25, dadurch gekennzeichnet, dass der mindestens eine zur Halterung (2) beabstandete und außerhalb der Mundhöhle (21) angeordnete Permanentmagnet (20) über einen Bügel (22), der eine Rückführung eines Magnetflusses

- 31 -

- ermöglicht, mit dem mindestens einen an der Halterung (2) gehaltenen oder die Halterung (2) teilweise oder ganz ersetzenden Permanentmagneten (9) innerhalb der Mundhöhle (21) verbunden ist, wobei der Permanentmagnet ausserhalb der Mundhöhle verbleibt, wenn die Halterung innerhalb der Mundhöhle positioniert ist.
- 5
27. Magnetfeldeinheit (8) nach Anspruch 26, dadurch gekennzeichnet, dass der Bügel (22) abnehmbar an dem an der Halterung (2) gehaltenen oder die Halterung (2) teilweise oder ganz ersetzenden Permanentmagneten (9) befestigt wird.
- 10
28. Magnetfeldeinheit eines Magnetresonanztomographie-System entsprechend der Magnetfeldeinheit (8) nach einem der Ansprüche 15 bis 27, jedoch ohne Gradientenspulensystem (4).
- 15
29. Verfahren zur Erzeugung von Magnetresonanztomographieaufnahmen mittels eines Magnetresonanztomographie-Systems mit einem in eine Mundhöhle (21) in unmittelbarer Nachbarschaft zu einem zu untersuchenden Objekt (7) zumindest teilweise einbringbaren Sensor (1) mit mindestens einem Gradientenspulensystem (4) zur Erzeugung eines Gradientenfeldes, wobei in einem Aufnahmeschritt eine Magnetresonanztomographieaufnahme erzeugt wird, wobei während eines für den Aufnahmeschritt notwendigen Zeitintervalls (T_1) das Gradientenspulensystem (4) mit einem sich zeitlich gemäß einem vorgegebenen Stromverlauf ändernden Aufnahmestrom beaufschlagt wird, **dadurch gekennzeichnet, dass** vor Erzeugen einer ersten Magnetresonanztomographieaufnahme in einem Vorbereitungsschritt das mindestens eine Gradientenspulensystem (4) mit einem Vorbereitungsstrom (I_v) beaufschlagt wird.
- 20
- 25
- 30

- 32 -

30. Verfahren nach Anspruch 29, dadurch gekennzeichnet,
dass der Vorbereitungsstrom (I_v) dem Verlauf von einem
oder mehreren Stromverläufen des Aufnahmestroms wäh-
rend der Erzeugung einer Magnetresonanztomographieauf-
5 nahme entspricht.
31. Verfahren nach Anspruch 29, dadurch gekennzeichnet,
dass der Vorbereitungsstrom (I_v) höchstens einem maxi-
malen Stromwert des für eine Magnetresonanztomogra-
phieaufnahme vorgegebenen Stromverlaufs entspricht und
10 dass das mindestens eine Gradientenspulensystem (4)
während eines Zeitintervalls (T_2), das kleiner oder
gleich dem für eine Magnetresonanztomographieaufnahme
notwendigen Zeitintervall (T_1) ist, kontinuierlich o-
der gepulst bestromt wird.
- 15 32. Verfahren nach einem der Ansprüche 29 bis 31, dadurch
gekennzeichnet, dass der Sensor (1) während der Durch-
führung des Vorbereitungs- und des Aufnahmeschritts in
der Mundhöhle (21) angeordnet ist.
33. Verfahren nach Anspruch 32, dadurch gekennzeichnet,
20 dass der Sensor (1) während der Durchführung des Vor-
bereitungsschritts und des Aufnahmeschritts in einer Aufnah-
meposition innerhalb der Mundhöhle (21) angeordnet
ist.
34. Verfahren nach einem der Ansprüche 29 bis 33, dadurch
25 gekennzeichnet, dass ein Temperaturfühler am Sensor
(1) angeordnet ist und dass die Temperatur des Sensors
(1) mittels des Temperaturfühlers kontrolliert wird,
wobei während des Vorbereitungsschritts bei Über-
schreiten einer vorgegebenen maximalen Temperatur der
30 das mindestens eine Gradientenspulensystem (4) beauf-
schlagende Strom abgeschaltet und der Vorbereitungs-

- 33 -

schritt beendet wird und in dem Aufnahmeschritt die Magnetresonanztomographieaufnahme durchgeführt wird.

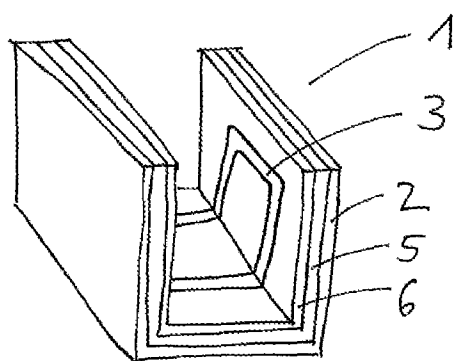


Fig. 1A

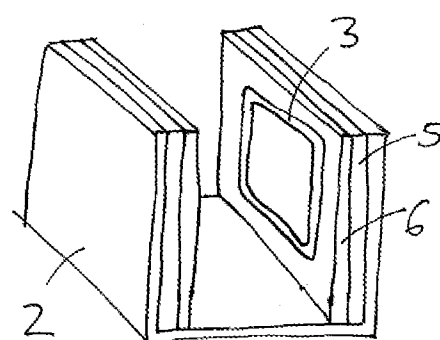


Fig. 1B

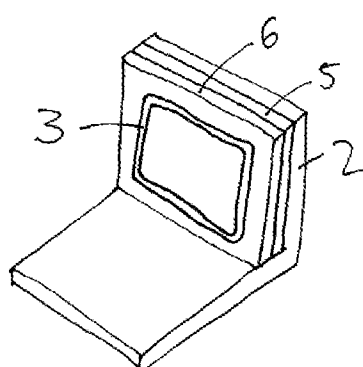


Fig. 1C

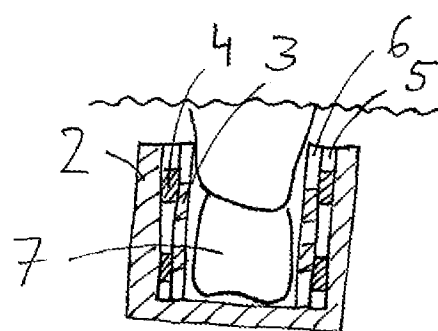


Fig. 1D

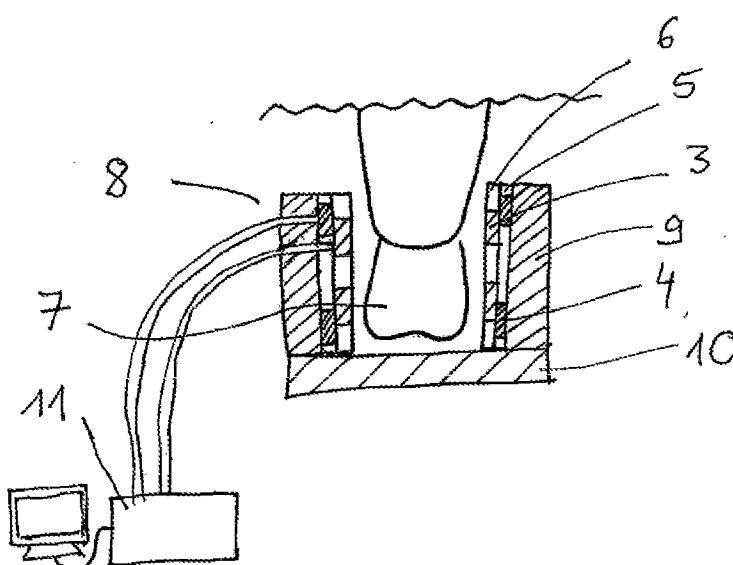


Fig. 2A

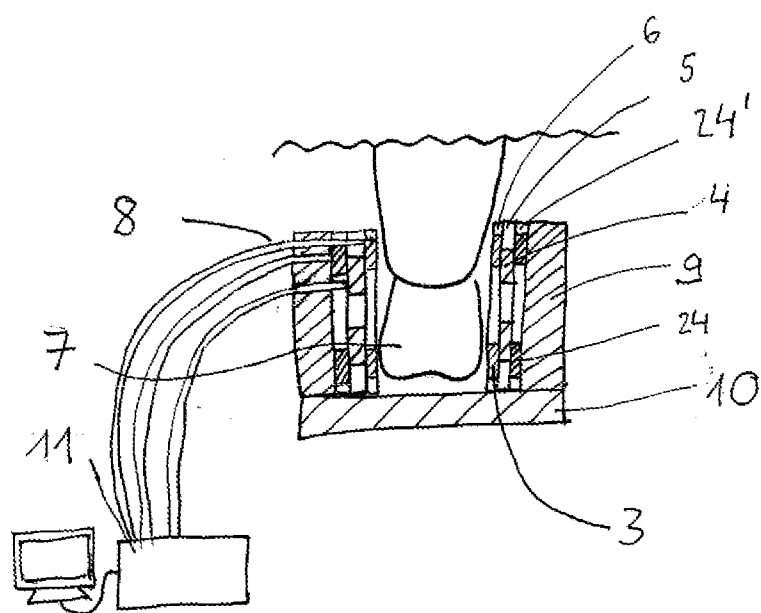


Fig. 2B

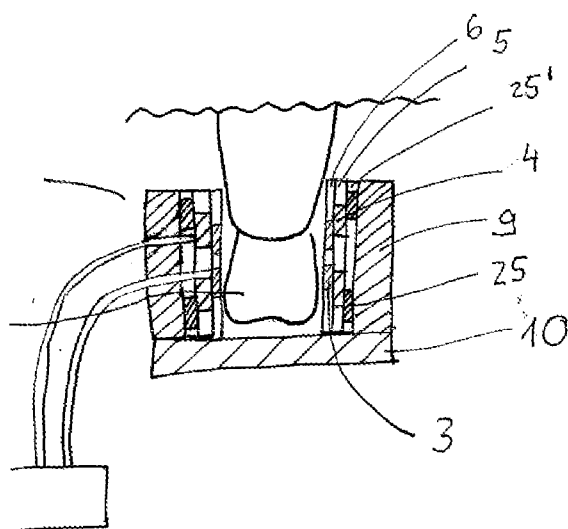


Fig. 2C

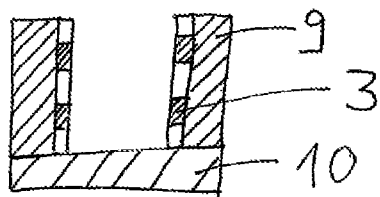


Fig. 3

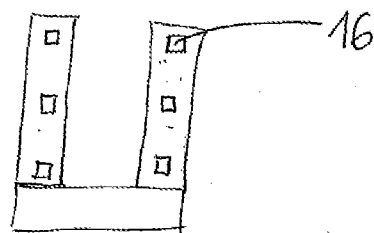


Fig. 4B

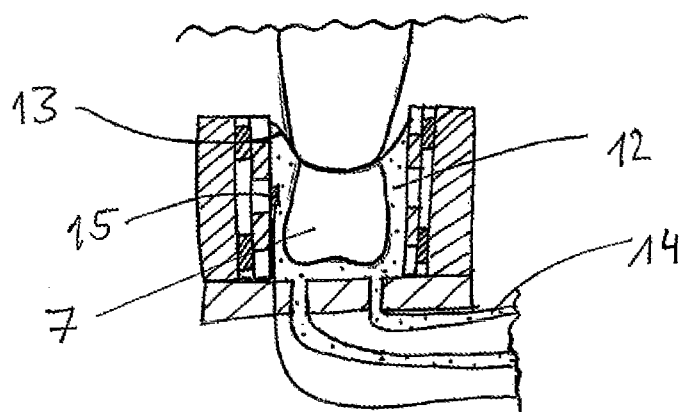


Fig. 4A

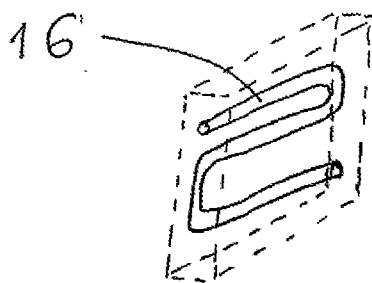


Fig. 4C

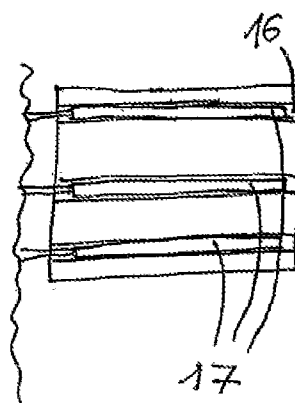


Fig. 4D

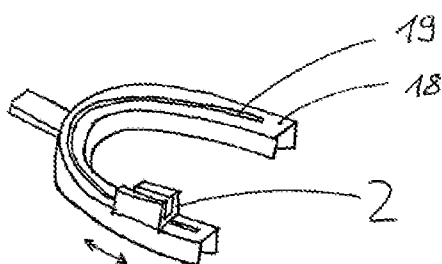


Fig. 5

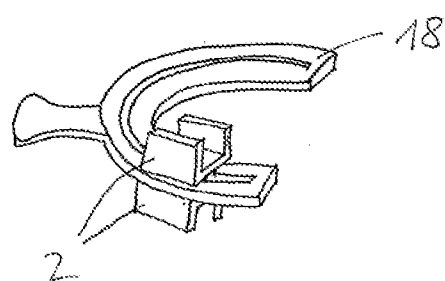


Fig. 6

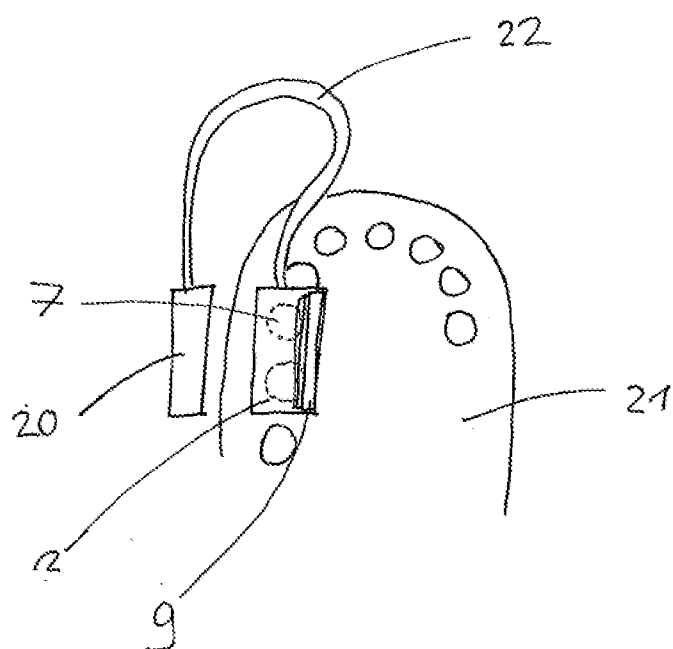


Fig. 7A

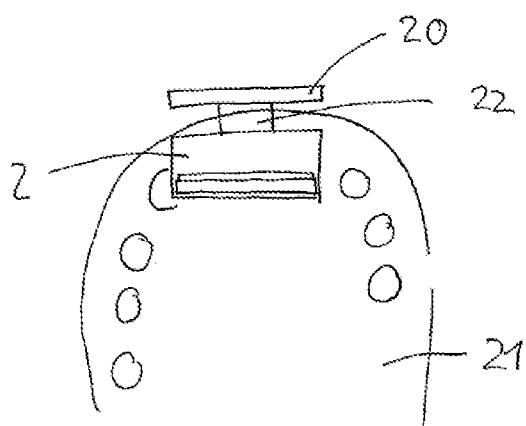


Fig. 7B

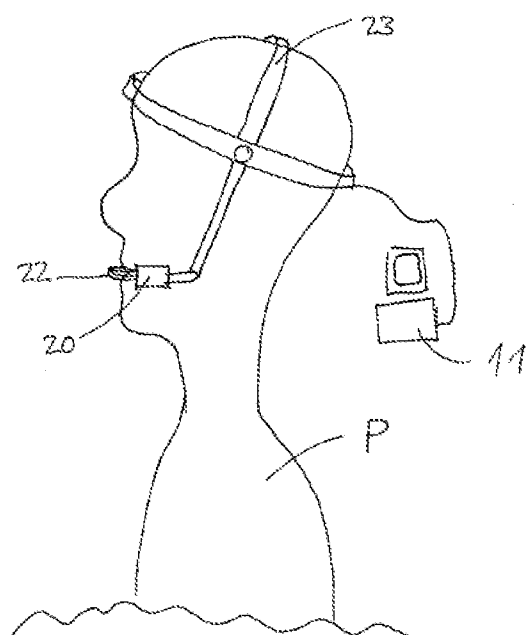


Fig. 8

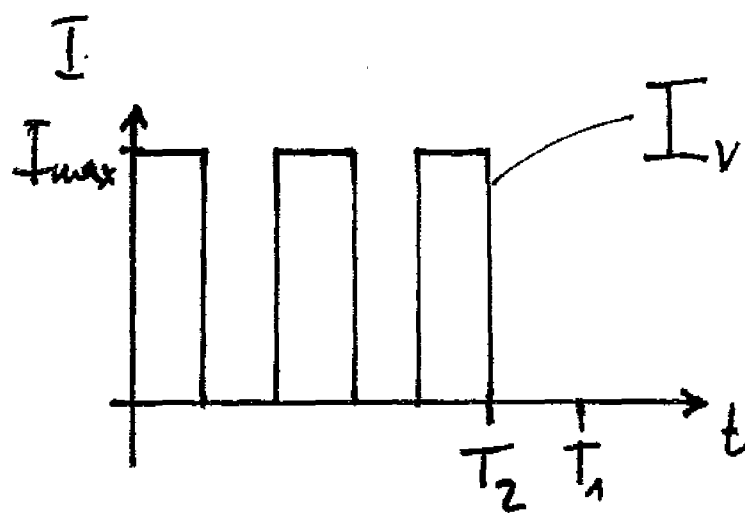


Fig. 9