

(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
24. November 2011 (24.11.2011)

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2011/144302 A2

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61C 8/00 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2011/002284

(22) Internationales Anmeldedatum:
9. Mai 2011 (09.05.2011)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10405104.0 21. Mai 2010 (21.05.2010) EP

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): UNIVERSITÄT BERN [CH/CH]; Verwaltungsdirektion, Hochschulstrasse 4, CH-3012 Bern (CH).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): BRÄGGER, Urs [CH/CH]; Stritenstrasse 30, 3176 Neuenegg (CH). GIGANDET, Michel [CH/CH]; Ballenbühlweg 50, 3076 Worb (CH). VIZEK, Jan [CH/CH]; Stauffacherstrasse 28, 3014 Bern (CH). HEGNAUER, Ulrich [CH/CH]; Wiesenweg 23, 3422 Rüdtligen (CH).

(74) Anwalt: KASCHE, André; Ritscher & Partner AG, Resirain 1, 8125 Zollikerberg (CH).

(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:

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

(54) Title: DEVICE FOR LOOSENING AND EXPLANTATION OF BONE IMPLANTS

(54) Bezeichnung : VORRICHTUNG ZUM LÖSEN UND EXPLANTIEREN VON KNOCHENIMPLANTATEN

(57) Abstract: A device for loosening and explantation of bone implants, in particular of tooth implants, from their connection to the bone tissue comprises a unit with an elongate handle (10), a cooling module (7), a vibration module (8) for generating mechanical vibrations, and a grip head (6) which is secured on the handle (10) and which has a seat (14) for the bone implant that is to be explanted, particularly an implant head of the bone implant, or for an adapter piece for grasping the bone implant. The grip head (6) is coupled to the cooling module (7) and to the vibration module (8) in such a way that it can be cooled to a desired temperature by means of the cooling module (7) and in such a way that the vibrations of the vibration module (8) can be transferred into the grip head (6) and onwards onto the bone implant or the adapter piece. The seat in the grip head (6) has at least one clamping element (12-15) which, with respect to a rotation axis, can exert radial clamping forces on the bone implant or adapter piece held in the seat (14). The rotation axis is at an angle, preferably substantially at right angles, to a longitudinal axis of the handle (10). The grip head (6) is also coupled to the handle (10) in such a way that a manually applied rotation movement of the handle (10) about the rotation axis can be transferred to the bone implant or the adapter piece. This device allows a bone implant to be explanted easily, quickly and safely, and in a way that preserves tissue.

(57) Zusammenfassung: Eine Vorrichtung zum Lösen und Explantieren von Knochenimplantaten, insbesondere von Zahnimplantaten, aus ihrer Verbindung mit dem Knochengewebe, umfasst eine Einheit mit einem länglichen Handgriff (10), einem Kühlmodul (7), einem Vibrationsmodul (8) zum Generieren von mechanischen Vibrationen sowie einem am Handgriff (10) befestigten Greifkopf (6) mit einer Aufnahme (14) für das zu explantierende Knochenimplantat, insbesondere einen Implantatkopf des Knochenimplantats, oder für ein Adapterstück zum Erfassen des Knochenimplantats. Der Greifkopf (6) ist derart an das Kühlmodul (7) und an das Vibrationsmodul (8) gekoppelt, dass er mittels des Kühlmoduls (7) auf eine gewünschte Temperatur abkühlbar ist und die Vibrationen des Vibrationsmoduls (8) in ihn und weiter auf das Knochenimplantat oder das Adapterstück übertragen sind. Die Aufnahme des Greifkopfs (6) weist mindestens ein Klemmelement (12-15) auf, das bezüglich einer Drehachse radiale Klemmkraft auf das in der Aufnahme (14) gehaltene Knochenimplantat oder Adapterstück ausüben kann. Die Drehachse

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2011/144302 A2



ist abgewinkelt, bevorzugt im Wesentlichen senkrecht, zu einer Längsachse des Handgriffs (10). Der Greifkopf (6) ist zudem derart an den Handgriff (10) gekoppelt, dass eine manuell bewirkte Drehbewegung des Handgriffs (10) um die Drehachse auf das Knochenimplantat oder das Adapterstück übertragbar ist. Diese Vorrichtung ermöglicht eine einfache, schnelle, sichere und gewebeschonende Explantation eines Knochenimplantats.

Vorrichtung zum Lösen und Explantieren von Knochenimplantaten

Technisches Gebiet

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zum Lösen und Explantieren von Knochenimplantaten, insbesondere von Zahnimplantaten, aus ihrer Verbindung mit dem Knochengewebe.

Stand der Technik

Seit 30 Jahren werden Zahnimplantate erfolgreich in das Knochengewebe gesetzt. Im Allgemeinen übernehmen, unterstützen oder ersetzen sie die funktionellen, statischen und mechanischen Aufgaben von Zahnwurzeln für die Verankerung von prothetischem Zahnersatz.

- 5 Sie erreichen ihre volle Belastungs- und Funktionsfähigkeit erst, wenn sie mit der umliegenden Knochensubstanz vollständig verbunden sind. Je nach klinischer Situation werden Implantate sofort nach der Chirurgie, früh (innerhalb 2-8 Wochen) oder konventionell verzögert (mehr als 2 Monate Einheilzeit) belastet; d.h. mit der prothetischen Rekonstruktion verbunden.

- Jährlich werden z.B. in der Schweiz ca. 100'000 Zahnimplantate (Quelle: Implantat-Stiftung Schweiz) eingesetzt. Mit gut dokumentierten Implantatsystemen und bewährten klinischen Konzepten kann heute damit gerechnet werden, dass 98%-99% der gesetzten Implantate auch im Gewebe einheilen. Dennoch zeigten Studien, dass in einer Zeitspanne von 5 Jahren 2-5%, d. h. 2000-5000 von 100'000 und in 10 Jahren ca. 5%-8%, also 5000-8000 von 100'000 Implantaten verloren gingen. Die Durchdringungsrate der prothetischen Implantatversorgungen lag 2007 in Europa erst bei 3-5% der Prothetikfälle.

Die Erfolge, die Nachfrage, sowie die Patientenerwartungen lassen die Durchdringungsrate überproportional steigen. Nach ungefähr zehn Jahren weisen leider je nach Studie zwischen 6.6% bis 14% der Patienten bereits übermäßigen Knochenschwund durch Periimplantitis auf.

- Prophylaktische Massnahmen können auf die Dauer helfen, diese Rate in einem tieferen Bereich zu halten. Überlässt man aber ein Implantat unbehandelt dem weiteren Fortschreiten einer Periimplantitis, wird der umliegende Knochen wegresorbiert und im schlimmsten Fall wurde schon ein Kieferbruch beschrieben. Ausserdem bestehen Patientengruppen mit erhöhten Risiken aus allgemeinen medizinischen Gründen oder aufgrund von Rauchen.

- Aus der heutigen Sicht zeigt sich generell – und nicht nur bei Zahnimplantaten – dass durchschnittlich deutlich mehr als 10% aller eingesetzten Knochenimplantate unplanmässig verloren gehen. Bei den Zahnimplantaten konzentrierte sich die Forschung und Entwicklung der letzten Jahre unter anderem auf die qualitative Verbesserung und Beschleunigung der Haftung zwischen den Implantatoberflächen und dem Knochen. Unmittelbar messbar sind die Erfolge bei Tierversuchen bei steigendem Ausdrehmoment abzulesen. Umgekehrt proportional hat somit jede Verbesserung der Oberflächenhaftung zu Folge, dass eine aus verschiedenen Gründen notwendige Explantation ohne Beschädigungen des umliegenden Gewebes immer schwieriger wird. Die chirurgischen Explantationen sind heute generell sehr heikle und

risikoreiche Eingriffe. Sie sind mit hohen Kosten, Risiken und Nachbehandlungskomplikationen verbunden. Oft kann eine Explantation dazu führen, dass die Wiedereinsetzung eines neuen Implantates nicht mehr möglich ist und der Patient sich in einem viel schlechteren Zustand befindet als vor dem Eingriff selbst. Der behandelnde Zahnarzt ist in der Regel mit
5 unvorhergesehenen Schwierigkeiten konfrontiert und wird mangels geeigneter Instrumente und Verfahren ungewollt das umliegende Knochengewebe schädigen.

Bei der Erfordernis einer Explantation von Zahnimplantaten findet sich bis dato kein bekanntes oder praktizierbares System oder keine Methode, welches ein gewebeschonendes, einfaches, schnelles und sicheres Explantieren ermöglicht. Sicherlich stehen Methoden und Verfahren zur
10 Verfügung, ein Implantat explantieren zu können, welche medizinisch einwandfrei und vertretbar sind. Die möglichen schwerwiegenden Schäden bzw. Folgeschäden und die daraus resultierenden Probleme sind jedoch klinisch dokumentiert und werden ansatzweise in dieser Schrift beschrieben. Zusammengefasst werden die entsprechenden Techniken in dieser Schrift als „Hard-Explantation“ bezeichnet. Explizites Gegenteil ist die „Soft-Explantation“, die durch
15 Anwendung der neuen erfindungsgemässen Explantationsvorrichtung die Verankerung des Implantates im Knochengewebe auf neue, vorteilhafte Art und Weise schonend zu lösen vermag.

Eine an sich naheliegende Möglichkeit besteht zuerst darin, das Implantat herauszudrehen. Bei den Zahnimplantaten wird aber dem Ausdrehmoment eine zentrale Bedeutung zugeordnet.
20 Vereinfacht ausgedrückt: Je höher dieser Wert ist und je schneller hohe Werte erreicht werden, desto besser und schneller hat sich die Oberfläche des Implantats mit dem Knochengewebe verbunden. Hohe Ausdrehmomente sind somit erwünscht. Die Explantations-Torques von osseointegrierten Implantaten erreichten im Tierversuch 1.485 Nm nach 2 Wochen, 1.709 Nm nach 4 Wochen und 1.345 Nm nach 8 Wochen und waren in der Ausführung als sogenannte
25 hydrophile SLaktive Implantate noch 8-21% fester eingewachsen als hydrophobe SLA Implantate.

Selbstverständlich können die extremen Ausdrehmomente im Bereich zwischen 100 bis 200 Ncm nur bei Tierversuchen und unter Opferung der Tiere und unter Laborverhältnissen ermittelt werden. In der Praxis ist die Ausdrehmethode wegen den engen Platzverhältnissen während des
30 Eingriffes, der Schwierigkeiten beim Fassen der verschiedenen Formen des Implantatkopfes, etc. kaum anwendbar. Das Aufsatzstück, der Hals des Implantates oder sogar das umliegende Knochensegment können dabei Frakturieren und die Rupturstelle ist nicht definierbar.

Wird ein Implantat, das noch nicht vollständig eingeeilt ist, zu früh einem Drehmoment ausgesetzt (z.B. beim Befestigen von prothetischen Sekundärteilen) dreht sich das Implantat. Der Patient bemerkt dies und meldet es als Schmerzempfindung. In diesen Situationen spricht man von einem sog. "Spinner". Eventuell kann das Implantat nach 2-3 Monaten noch einheilen,
5 falls es nicht mehr weiter gedreht oder behandelt wird.

Bei sogenannten Miniimplantaten, welche in der Kieferorthopädie als Fixpunkt für das Ansetzen von Kräften für die Zahnbewegung verwendet werden, können die Minischrauben bei Abschluss der Zahnbewegungen mittels Schlüsseln und Ratschen leicht entfernt werden. Bei dentalen Implantaten ist das Ausdrehen nur dann erfolgreich, wenn das Implantat nur noch
10 wenige Millimeter apikal integriert ist. Aus diesem Grund werden Implantate mit Knochendefekten, die nicht erfolgreich behandelt werden konnten auch oft belassen, bis der Körper das Implantat von selbst abstösst, d.h. bis die entzündlichen Prozesse weit nach apikal fortgeschritten sind und sich das Implantat leicht ausdrehen lässt oder spontan exfoliiert. Dabei entsteht ein immer grösser werdender Knochendefekt mit den schon oben genannten Nachteilen.

15 Wie bereits beschrieben, haben die jahrelangen Anstrengungen der Implantathersteller die Haftung der Oberflächen zwischen dem Implantat und der Knochensubstanz messbar qualitativ und quantitativ gesteigert und beschleunigt.

Die aufgeführten Gründe führen dazu, dass heute einzig die Hard-Explantationmethode des Fräsens in der klinischen Praxis angewendet wird. Die Zahnimplantate werden gemäß dem
20 heutigen Stand der Technik bei Implantations-Misserfolgen - wie zum Beispiel Periimplantitis, Implantatbruch, etc. - oder bei gewollten Explantationen wie zum Beispiel nach einer kieferorthopädischen Behandlung mittels Gaumenimplantat, mehrheitlich durch eine Hohlfräse entfernt oder mittels dünnem Fräser zirkulär aus dem Knochen herauspräpariert. Die entsprechende und jeweils zum Zahnimplantatsdurchmesser passende Hohlrohrfräse wird von
25 den meisten Zahnimplantatherstellern im Sortiment geführt. Im Anschluss an den Fräsvorgang kann es vorkommen, dass der restliche Verbund des Implantates mit dem Knochen nur unter Einsatz erheblichen Kraftaufwands mit Zangen oder anderen Extraktionsinstrumenten aus dem Knochen herausgedreht oder luxiert werden muss. Bei dieser Art der Explantationen entstehen naturgemäss erhebliche Knochendefekte, welche für allenfalls folgende Implantationen
30 massgebliche Nachteile bewirken. Wird z.B. bei Implantaten, deren oberer Teil kragenförmig aufgeweitet ist, zuerst dieser oberste Teil mittels Diamantfräser entfernt (damit der Rohrfräser möglichst eng am Implantat entlang geführt werden kann) entstehen hohe Reibungstemperaturen, welche im ungünstigen Fall zur Denaturierung des die Implantate

umgebenden Gewebes führt. Die Stelle, die nach der Explantation zurückbleibt, ist häufig - auch nach geraumer Zeit noch - geschädigt, so dass der Knochenaufbau oder die Heilung nicht erfolgreich sein kann, da die Wände zu stark reduziert sind, um für eine Regeneration eine gute Basis zu liefern. Soll später an derselben Stelle erneut ein Implantat gesetzt werden, muss zuerst
5 erheblich Knochen augmentiert werden. Bei engen Platzverhältnissen, z.B. im Unterkieferfrontzahnbereich besteht des Weiteren die Gefahr, dass die Hohlfräse die Wurzeln der benachbarten Zähne verletzt, was sogar zum Verlust eines gesunden Nachbarzahn führen kann. Zudem werden die durch den Fräsprozess im Knochen entstehenden Titanpartikel im Körper aufgenommen und finden sich im Gewebe wieder.

- 10 Ein weiterer und später kaum wieder gutzumachender Nachteil beim Fräsen liegt im Werkzeug selbst. Das Herauslösen des Implantates aus der Knochenmasse kann immer nur unter der Opferung (d.h. des Wegfräsens) der mit dem Fräswerkzeug weggefrästen Knochenmasse erfolgen. Dieses Manko, insbesondere der Verlust des Volumens im Querschnitt, kann in den wenigsten Fällen mit der Einsetzung eines Implantates mit grösserem Durchmessers
15 kompensiert werden. Dies zudem erst, nachdem die operativen Verletzungen nach einem nicht genau vorherbestimmbaren Zeitraum verheilt sind. Meistens muss versucht werden, die weggefräste Querschnittmasse mit hier nicht beschriebenen Methoden zu ersetzen, um die gleiche statische Belastbarkeit zu erreichen. Auch hier ist der Zeitraum zwischen der Explantation und einer neuen Lösung, die den Erwartungen des Patienten entsprechen, schwer
20 voraus zu bestimmen, wobei man wohlbemerkt sagen muss, dass es sich immer um mehrere Monate handelt. In dieser Zwischenzeit ist der Patient in der Regel auf nicht billige Provisorien angewiesen, welche nach allfälliger Reimplantation unbrauchbar werden.

Für die Explantation existieren auch piezo surgery Instrumente. Einige Fallberichte zeigen die Vorteile dieser Methode gegenüber der Hohlfräsung. Aber auch mit dieser Methode muss der
25 das Implantat umgebende Knochen entfernt werden. Dabei wird mindestens so viel an Volumen wegpräpariert wie das Werkzeug einnimmt.

Wird auf die Hardexplantation verzichtet, überlässt man den Patienten mit seinem Implantat einer chronischen Entzündung mit Pusaustritt aus dem Weichgewebe. Die chronische Entzündung führt zu einem langsam fortschreitenden periimplantären Knochendefekt.
30 Schliesslich wird eine Situation wie nach einer Fräsexplantation beobachtet.

Ansatzweise wird auch versucht, das Implantat von dem Gewebe durch die Zuführung von Kälte abzulösen. Ein Problem besteht aber darin, dass nicht nur in der Zahnmedizin, sondern

auch andere Knochenimplantate oft aus einem nicht Kälte leitenden Material, vorzugsweise Keramik, hergestellt werden.

Aus der Verarbeitung von histologischen Schnitten ist bekannt, dass Biopsien, welche osseointegrierte Metallanteile enthalten, mit der Technik des freeze fracturing vom umliegenden Knochen abgetrennt werden können. Dabei werden die Proben bei -196°C schockgefroren und bei -80°C zwischengelagert. Dabei entsteht ein Bruch am Interface zwischen der Metalloberfläche und dem umliegenden Knochen (Donath, K. (1988) Die Trenn-Dünnschliff-Technik zur Herstellung histologischer Präparate von nicht schneidbaren Geweben und Materialien. Der Präparator 34: 197-206; Berglundh, T. & Lindhe, J. (1997) Healing around implants placed in bone defects treated with Bio-Oss®. An experimental study in the dog. Clinical Oral Implants Research 8:117-124). Geringe Resten organischer Substanzen oder Knocheninseln haften dabei manchmal auf der Implantatoberfläche. Aber der Hauptteil des umliegenden Knochens kann ohne Beschädigung abgetrennt werden. Salmassy & Pogrel (Salmassy, DA. & Pogrel, MA. (1995) Liquid nitrogen cryosurgery and immediate bone grafting in the management of aggressive primary jaw lesions. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery 53: 784-790) beweisen, dass durch die Kälteeinwirkung Knochenläsionen weniger risikobehaftet verheilen und somit schneller wieder eine neue Implantation erfolgen kann. Da in der umliegenden Nachbarschaft der zu entfernenden Implantate auch Zahnwurzeln mit parodontalen Geweben vorhanden sein können, darf der Kälteschock keine nekrotisierende zerstörerische Wirkung auf diese Gewebe ausüben. Im Tierversuch wurden Kältesonden bei -81°C auf den bukkalen Knochen von Zahnwurzeln angesetzt. Dreimal wurde vereist und aufgetaut. Nach 1 Stunde, 48 Stunden und 30 Tagen wurden histologische Proben untersucht. Nach 30 Tagen war das histologische Bild wieder regulär. Keine Resorptionen oder Ankylosen waren ersichtlich. Die gefrorene Läsion hat sich wieder erholt (Tal, H., Kozlovsky, A., Pitaru, S. (1991) Healing of sites within the dog periodontal ligament after application of cold to the periodontal attachment apparatus. Journal of Clinical Periodontology 18: 543-547).

Die Technik des Kälteschocks wird auch bei der Therapie von Tumoren im Knochengewebe verwendet. In der Nähe von chirurgischen Sonden, welche z.B. mittels flüssigem Stickstoff auf sehr tiefe Temperaturen gebracht werden, kann einerseits das Tumorgewebe radikal entfernt werden, aber in den abheilenden Knochenläsionen können Knochentransplantate und später Implantate wieder erfolgreich eingesetzt werden (Salmassy & Pogrel 1995, s.o.).

Ultrahochfrequenz Elektrochirurgie wurde schon an einigen Patienten getestet, um osseointegrierte Implantate zu entfernen. Bei 27 MHz berührte die chirurgische Schlinge

während drei Sekunden das zu entfernende Implantat. Keine Lokalanästhesie wurde gelegt. Nach zwei Wochen wurden die Implantate ausgedreht. Die Autoren berichteten über eine in der Ausdehnung beschränkte Nekrose.

- 5 Hitzenekrosen werden im Allgemeinen als schlecht heilende Wunden angesehen. Risiken und Nebenwirkungen sind nicht untersucht und seit 2004 wurde kaum mehr über die Methode publiziert (Massei, G. & Szmukler-Moncler, S. (2004) Thermo-explantation. A novel approach to remove osseointegrated implants. European Cells and Materials 7 (Suppl 2): 48)

- Das Verhindern von Hitzeentwicklung spielt beim Setzen der Implantate eine wichtige Rolle. Aus diesen Gründen werden die Präparationen für die Implantatstollen mit langsam drehenden
10 gut schneidenden Pilot- und Spiralbohrern durchgeführt. Das ganze Präparieren findet ohne Druck mit dauernder Irrigation mit gekühlter physiologischer Kochsalzlösung statt.

- Falls aus prothetischen Gründen Implantatbestandteile zurückgeschliffen werden müssen, wird wiederum eine intensive Kühlung während des Präparierens empfohlen. Die Wärmeleitfähigkeit von Titan erlaubt massive Hitzeanstiege tief in die Gewebe falls keine (Wasser)kühlung (Spray,
15 Luft) erfolgt. Innert Sekunden werden Temperaturen erreicht, welche zu Denaturierung von Protein und Hitzenekrose führen können (Brägger, U, Wermuth, W, Török, E. (1995) Heat generated during preparation of titanium implants of the ITI® Dental Implant System: an in vitro study. Clinical Oral Implants Research 6: 254-259).

- Eine weitere Möglichkeit, um Implantate aus dem Knochen zu lösen, besteht theoretisch darin,
20 das Implantat mit einer niederfrequenteren als der vorgenannten (UHF Elektrochirurgie) Vibration vom Gewebe abzulösen. Dies ist zum Beispiel in WO 88/02246 (C. A. Dicecca, F. G. Heller) mit einer Vorrichtung dargestellt, die mittels Hin- und Herschlagen eines verhältnismässig grossen, pneumatisch angetriebenen Kolbens Knochenimplantate aus ihrer Verbindung mit der Knochenmasse lösen und heraus schlagen soll.

- 25 Die WO 2006/020803 A2 (John Hopkins University) zeigt ebenfalls eine Vorrichtung zum Extrahieren von Implantaten. Diese umfasst einen Generator für wiederholte mechanische Kräfte und kann weiter einen Mechanismus zur Wärmeübertragung zur Temperaturkontrolle des Implantats aufweisen. Die mechanischen Kräfte werden über eine Stange auf das Implantat übertragen.

- 30 Die oft unterschätzte Klemmwirkung des Knochens bei Anwachsen der Knochenmasse an der Oberfläche des Implantates verursacht eine sehr hohe Festigkeit der Verbindung zwischen

Knochen und Implantat. Das wuchtige Schlagen in der Art eines Presslufthammers ist für die brüchige und poröse, bzw. ungenügend voluminöse Knochenmasse daher nicht geeignet. Es ist aus den genannten Schriften nicht erkennbar, wie ein Knochenimplantat gefasst werden kann und extrahiert werden soll. Über klinische Anwendungen der beschriebenen Vorrichtung ist nichts bekannt.

Bei der Erfordernis einer Explantation von Zahnimplantaten, bzw. allen Knochenimplantaten, findet sich bis dato kein System, keine Vorrichtung oder keine allgemein anerkannte Methode, welches ein gewebeschonendes, einfaches und sicheres Explantieren ermöglicht. Die Explantationseingriffe werden heute ohne gültige Standards ausgeführt und es zeigt sich, dass den zu erwartenden und statistisch belegten Misserfolgen konstruktiv zu wenig Rechnung getragen wurde. Die Methoden und Vorrichtungen zum Implantieren stehen im Vordergrund, die Explantation wird eher als unwahrscheinlich angesehen und findet bislang kaum Beachtung.

Darstellung der Erfindung

Aufgabe der Erfindung ist es, eine dem eingangs genannten technischen Gebiet zugehörnde Vorrichtung zu schaffen, welche eine einfache, schnelle, sichere und gewebeschonende Explantation eines Knochenimplantates ermöglicht.

Die Lösung der Aufgabe ist durch die Merkmale des Anspruchs 1 definiert. Gemäss der Erfindung umfasst die Vorrichtung eine Einheit mit

- a) einem länglichen Handgriff;
 - b) einem Kühlmodul;
 - c) einem Vibrationsmodul zum Generieren von mechanischen Vibrationen;
 - d) einem am Handgriff befestigten Greifkopf mit einer Aufnahme für das zu explantierende Knochenimplantat, insbesondere einen Implantatkopf des Knochenimplantats, oder für ein Adapterstück zum Erfassen des Knochenimplantats;
- wobei
- e) der Greifkopf derart an das Kühlmodul und an das Vibrationsmodul gekoppelt ist, dass er mittels des Kühlmoduls auf eine gewünschte Temperatur abkühlbar ist und die Vibrationen des Vibrationsmoduls in ihn und weiter auf das Knochenimplantat oder das Adapterstück übertragbar sind;

- f) die Aufnahme des Greifkopfs mindestens ein Klemmelement aufweist, das bezüglich einer Drehachse radiale Klemmkräfte auf das in der Aufnahme gehaltene Knochenimplantat oder Adapterstück ausüben kann;
- g) die Drehachse abgewinkelt, bevorzugt im Wesentlichen senkrecht, ist zu einer Längsachse des Handgriffs; und wobei
- h) der Greifkopf derart an den Handgriff gekoppelt ist, dass eine manuell bewirkte Drehbewegung des Handgriffs um die Drehachse auf das Knochenimplantat oder das Adapterstück übertragbar ist.

Eine schonende und einfache Explantation muss zukünftig als allgemeiner Qualitätsstandard etabliert werden (Yeakley, B. & Goswami, T. (2009) Orthopedic Implant Retrieval – Imperatives and Possibilities. Annals of Biomedical Engineering 37: 2326-36). Die Explantationen müssen deshalb in der Regel berechenbar, schonend, flexibel und unabhängig von der vorgesehenen Lebenserwartung eines Implantates durchgeführt werden können. Die neue Generation von Zahnimplantaten akzeptiert die Explantation nicht immer als Misserfolg, im Gegenteil; eine sehr schnelle Re-Implantation macht zukünftig die Entwicklung von neuen Behandlungsmethoden möglich. Erfolgreiche Erneuerungen machen es oft schwer, sich gleichzeitig mit der erfolgreichen Bewältigung der bereits schon zu erwartenden, statistischen Misserfolgen zu befassen, wobei diese oft und gerne stillgeschwiegen werden. Nicht nur für das Einsetzen der Implantate und verbesserten Verbindungen mit dem Knochengewebe, sondern auch für ein einfaches und schonendes Explantieren, sind optimale Methoden und Vorrichtungen zukünftig von grösster Wichtigkeit. Die neue Generation von allen Knochenimplantaten sollte bereits im Kopfteil so konstruiert werden, dass die Einsetzung eines Explantationswerkzeuges und die Verbindung mit einer Explantationsvorrichtung einwandfrei und möglichst präzise wird. Weiter ist denkbar, dass der Lieferumfang neuer Implantate ein Explantationswerkzeugteil zum Andocken an einer Explantationsvorrichtung umfasst. Analog hierzu ist die Flugzeugindustrie, welche ein Abzieh- und Demontagewerkzeug, welches genau an die Köpfe der jeweiligen Schrauben oder anderen Elemente passt, einsetzt, um diese mit Hilfe der entsprechenden Vorrichtungen unter Anwendung der genau vorgeschriebenen Kräfte immer wieder und ohne Beschädigung in den entsprechenden Teil des Flugzeuges hinein und herauszuschrauben zu können, um die vorgeschriebenen, periodischen Servicearbeiten durchzuführen.

Die erfindungsgemässe Vorrichtung ermöglicht ein analoges Vorgehen, indem die Kraftanwendung zwischen dem zugänglich gemachten Kopf des Implantates und mittels eines

Werkzeugschlüsselaufsatzes verdrehsicher mit dem Handgriff möglich ist. Mit Hilfe eines Handgriffes und mit der entsprechenden Kraft kann dann versucht werden, in der entgegengesetzten Einschraubrichtung die Verbindung zwischen dem Implantat und dem Knochengewebe zu lösen. Die Aufnahme des Greifkopfs ist mit Vorteil im Wesentlichen
5 zylinderförmig, wobei die Drehachse der Zylinderachse entspricht. Dies ermöglicht die Aufnahme von gängigen Implantatköpfen als auch von passend geformten Verbindungsteilen von Adapterstücken. Die zylindrische Form ermöglicht zudem eine grossflächige Kraftübertragung und damit ein sicheres Halten des aufgenommenen Elements bei unterschiedlichsten Krafteinwirkungen.

10 Um ein kompaktes und ergonomisches Werkzeug zu erhalten, ist der Greifkopf mit Vorteil direkt an einem distalen Ende des Handgriffs befestigt. Die Abwinklung zwischen Drehachse und Längsachse des Handgriffs ergibt sich dann primär durch die Orientierung der Aufnahme im Greifkopf.

Die neue Explantationsvorrichtung lässt sich dank ihrer Ausführung, Handhabung und
15 Kombination der Ablösungsschritte bei der Explantation auf die meisten Knochenimplantate anwenden. Die Begründung liegt darin, dass die meisten Knochenimplantate grösstenteils aus Metall, vorzugsweise aus Titan oder Titanlegierungen hergestellt sind. Sie sind zylinder- oder leicht kegelförmig und in der Regel mit einem Aussengewinde zum Einschrauben in eine vorgängig ausgeführte Knochenbohrung ausgestattet. Sie variieren nur in ihrer Grösse,
20 Durchmesser, Länge und vor allem in der Kopfform, welche für die Grundfunktion des Implantates bestimmend ist. Bei der Anwendung der Explantations-Vorrichtung gelten somit logischerweise für alle Knochenimplantate die gleichen physikalischen, mechanischen und biologischen Grundbedingungen. Selbstverständlich werden bei der Anwendung im jeweiligen medizinischen Gebiet, die Dimension der Vorrichtung, die Grösse und Qualität der eingesetzten
25 Grössen, die Form und Grösse des Greifkopfes und der Werkzeugelementen, die Platzverhältnisse und die Positionierung des zu explantierenden Implantats im Körper, Unter- oder Oberkiefer sowie die Eingriffsmöglichkeiten des Operators berücksichtigt. Diese vorsichtige und fein differenzierte Vorgehensweise ist insbesondere wichtig bei Explantation aus dem Oberkiefer oder denjenigen Knochenteilen, die durch den Alterungsprozess brüchig
30 geworden sind und in ihrer Struktur immer poröser werden und eine unverhältnismässig grosse mechanische Einwirkung nicht vertragen.

Prinzipiell und für die erfindungsgemässe Vorrichtung erfolgsnotwendig ist, dass der Implantatkopf so fest und formschlüssig gegriffen wird, dass angekoppelte Kälte und

mechanische Energie ohne Verluste einwirken können. Sind bei den heute eingesetzten Implantaten die genauen Kopfabmessungen bekannt, sind die Knochenimplantate, die bereits vor Jahren eingesetzt wurden, in ihrer Form und genauen Abmessungen häufig unbekannt. Der Operateur kann nach der Freilegung des Implantatkopfes mit Hilfe der Werkzeugelemente der neuen Vorrichtung selbst die notwendige Ausformung und Anpassung der Greifelemente innerhalb nützlicher Zeit ausführen.

Die Patentschrift befasst sich zwar vertieft mit der Explantation von Zahnimplantaten und beschreibt eine entsprechende Vorrichtung sowie deren Ausführungsvarianten. Auch andere Knochenimplantate können aber mit entsprechend modifizierten Andockungswerkzeugelementen und einer angepassten Geometrie der Vorrichtung explantiert werden.

Die neue Vorrichtung zeichnet sich dadurch aus, dass sie als eine kompakte und handliche Einheit mit einem Greifkopf und einem Kühlmodul ausgebildet ist, wobei letzteres mit einem geeigneten Kühlmittel das Knochenimplantat so lange abkühlen kann, bis der durch Kälte erwünschte ablösende Effekt bzw. die initiale Schwächung der Verbindung zwischen Implantat und Knochengewebe erfolgt. Die Abkühlung bewirkt, dass sich die Struktur des anliegenden Knochengewebes derart verändert, dass radiale Spannkraft auf das Implantat abgebaut wird. Der Greifkopf und damit das darin gehaltene Implantat oder der Adapter zum Halten des Implantats werden vom Kühlmodul auf die gewünschte Temperatur abgekühlt und die Kälte wird während einer als optimal wirksam ermittelten Zeitdauer in das Implantat geleitet. Dabei ist ein festes Andocken des Greifkopfwerkzeuges an das Zahnimplantat vorteilhaft so ausgebildet, dass die zugeleitete Kühlenergie nicht das umliegende Gewebe beschädigen kann.

In der Dentalmedizin wird vorzugsweise so genannter CO₂-Schnee (Trockeneis) verwendet, der aus einem externen Gasdruckbehälter mittels Auslassdüse in einem Auffangbehälter erzeugt und dann in einen in eine Aufnahme des Kühlmoduls passend geformte Eisschneekörper gepresst wird. Diese können in das Kühlmodul eingelegt werden, wo dann die Kälte in den Greifkopf eingeleitet wird. An Stelle eines CO₂-Eisschneekörpers kann beispielsweise auch ein aus anderem Material mit genügend Kälte-Speicherkapazität bestehender Kühlkörper, der jeweils vorgängig extern abgekühlt wird, in das Kühlmodul eingesetzt werden. Es ist alternativ auch denkbar, dass Kälte direkt aus einer im Handgriff andockbaren CO₂-Gasdruckampulle erzeugt wird.

Alternativ kann die Abkühlung mittels Zirkulation eines geeigneten Kühlmediums erreicht werden. Mit einer solchen Vorrichtung ist es ebenfalls sehr einfach möglich, bei speziell ausgebildeten Implantaten zum Ablösen der Oberfläche beliebig abwechselnd einen Kälte- und einen Wärmeeffekt einzusetzen, d.h. die Schrumpfungs- und die Ausdehnungsmethode kann
5 mittels der selben Vorrichtung angewendet werden.

In der Kühlkammer kann sowohl auch ausserhalb der Vorrichtung auf Minus 30°-40° abgekühlte Flüssigkeit hergestellt und durch eine entsprechende Leitung in die Kühlkammer eingefüllt werden und nach der Abgabe der Deltakälte auf die Thermohülsen durch die Austrittsöffnung wieder zum Kälteaggregat zurückgeführt werden, in dem sie in einem
10 Kreislauf wieder auf die gewünschte Minustemperatur hinabgesetzt in die Thermokammer geführt wird. Diese zugeführte Kälteenergie ist durch die Messung bei Eintritt so wie bei Austritt und mit der Übertragung auf das Verbindungsstück zum Greifkopf jederzeit kontrollierbar und kann nach Bedarf unterbrochen oder ganz abgestellt werden.

Eine weitere Möglichkeit, die Kälteenergie zu erzeugen, gewährleistet die wie bei der Durchflussmethode formmässig gleich ausgebildete Thermokammer. Bei dieser Variante wird
15 ein Thermoblock in der Form mehrerer „aufeinandergestellten Ananasscheiben“ in eine Gefriervorrichtung auf die gewünschte Minustemperatur (vorzugsweise auf Minus 50°-70°C) vorgekühlt. Der ganze Block ist aus einem Material hergestellt, das genügend Kälteenergie in sich einspeisen kann und entsprechend beim Einlegen in die Kühlkammer die vorgeladene
20 Kälteenergie auf das Verbindungsstück und weiter auf den Greifkopf abgeben kann. Bei dieser Variante ist die Temperaturdifferenz bereits bekannt und damit die Zeitspanne, während welcher eine Kühlung stattfinden kann. Bei dieser Methode kann jedoch der Vorgang nicht so einfach reguliert oder abgebrochen werden wie bei der Durchfluss-Variante. Für die Expansionsmethode gewährleistet das Thermomodul die Kältewirkung sehr schnell und leicht
25 regulierbar. Die in der Kältekammer (Thermomodul) angebrachte Ventildüse wird durch die Betätigung über ein Druckelement eröffnet und kann aus dem Gasbehälter direkt auf einen am Greifkopf angebrachten Thermohut gesprüht werden. Die so hergestellte Kälte wird weiter auf das Knochenimplantat übertragen und so wird das Knochenimplantat auf die gewünschte Minustemperatur herabgekühlt. Mit einem Sensor kann jederzeit die Temperatur am Greifkopf
30 abgelesen werden und so kann dementsprechend durch das Drücken auf den Betätigungsknopf weiter abgekühlt werden. Die entstandenen Rückstände werden dann durch eine Leitung weggeführt.

Zusammenfassend ist durch die vorteilhafte Anordnung des Thermomoduls auch gewährleistet, dass die Erzeugung der Kälte immer innerhalb des Kältemoduls bzw. eines geschlossenen Kreislaufs stattfindet. Somit besteht die Möglichkeit nicht, dass durch die oft sehr giftigen Kältesubstanzen eine Berührung mit dem Körper entsteht und demnach ist auch die Kälteanwendung als prinzipielles Element der Erfindung jederzeit mit jeder gewünschten Menge möglich. Wichtig dabei ist, dass dieser Prozess infolgedessen für den Patienten und den behandelnden Arzt ein ungefährliches Prozedere möglich macht.

Wie die empirischen Versuche zeigen, ist die Kälteübertragung aus dem Thermomodul auf den Greifkopf und in das Knochenimplantat überraschend schnell und sowohl für den Patienten als auch für den Chirurgen innerhalb einer zumutbaren Zeit (ca. 2-3 Minuten) ausführbar. Ebenso zeigt eine durchgeführte Computeranimation, bei der ein Knochenimplantat am Kopf heruntergekühlt wird, dass sich die Kälte durch den Querschnitt des Implantats, umgeben von einer Körpertemperatur von ca. 36°C, überraschend schnell bis auf die Implantatspitze übertragen kann. Die berechnete Zeit liegt unter einer Minute.

Die Ausbildung des Greifkopfes ist gemäss der Erfindung derart technisch vorteilhaft ausführbar, dass auch Einflüsse durch Alterung, eine abgewinkelte Geometrie oder andere Faktoren die theoretisch berechnete Zeit nicht massgeblich verlängern. Selbstverständlich ist die Anwendung der Kälte bei der Handhabung der Vorrichtung abhängig von der Form, der Länge usw. des Implantats. Da jedoch die Kälteeinwirkung auf die Lösung der Implantatoberfläche vom Knochengewebe wesentlich ist, wird auch eine etwas längere Abkühlungszeit in Kauf genommen.

Mit dem weiteren Lösungsvorgang werden durch Zuführung einer fein dosierten und dem jeweiligen Knochenimplantat adäquat angepassten Schwingungsenergie schonend die Grenzflächen zwischen Knochenmasse und Implantat von einander gelöst bzw. weiter gelockert. Die einwandfreie Fassung des Implantatkopfes durch den Greifkopf überträgt in diesem Fall die notwendige mechanische Energie, vorzugsweise Schwingungen, zum Lösen der Oberflächen voneinander. Die an die jeweilige Implantat-Kopfform angepasste Ausbildung des Greifkopfes ermöglicht die über ihn übertragene Schwingungsenergie als zweites Element zur Ablösung bzw. Lockerung des Implantats vom Knochen zu nutzen.

Die Schwingungsenergie kann direkt neben dem Handgriff erzeugt werden, von wo sie zum Greifkopf geleitet wird. Es kann aber auch extern erzeugte Schwingungsenergie durch den Greifkopf geleitet werden. Die Schwingungsenergie kann z.B. mit einem Elektromotor (6000-

40'000 u/min) mit Excenter erzeugt werden. Damit können im Griff Schwingungen im Frequenzbereich von ca. 100-700 Hertz erzeugt und auf das Greifkopfwerkzeug übertragen werden. Höherfrequente Schwingungen können bei Bedarf beispielsweise mit Piezo-Schwingungskristall-Elementen erzeugt werden. Der Frequenzbereich variiert hier
5 vorzugsweise von 5 kHz bis 30 kHz.

Die durch Schwingungen erzeugte Energie wird im Gewebe in Wärme umgewandelt. Eine mögliche Hitzeentwicklung mit negativem Einfluss auf die Abheilung wird durch die vorausgegangene und/oder gleichzeitige Kühlung mit der erfindungsgemässen Vorrichtung verhindert.

- 10 Im Rahmen der Erfindung kann die Art der am besten geeigneten Schwingungen zum Lösen der Oberflächen durch Wahl einer geeigneten Leistung, damit einer gewissen Stärke des Antriebmotors und einer Auslegung und Schwere des Exzenters eingestellt werden. Die Schwingungen pflanzen sich unabhängig bereits durch eine punktuelle Überbrückung von der Fassung des Greifkopfes in das Knochenimplantat fort. Somit werden auch relativ lange
15 Knochenimplantate bis auf die Spitze lösungswirksam in diesen Zustand versetzt, als auch die Kälteenergie bei ihrer Übertragung in ihrem Austausch mit der körperumgebenden Fassung des Implantats. Bei sehr langen Implantaten kann es deshalb dazu kommen, dass sich nach einer bestimmten Länge des Knochenimplantats die Abkühlung, die durch Abführung der entsprechenden Wärmeenergie von oben her über dem Implantatkopf permanent erfolgt, nicht
20 mehr fortpflanzen kann. Am entsprechenden Ort werden sich der Energieabfluss durch die Abkühlung und die erneute Zufuhr aus dem umgebenden Körpergewebe die Waage halten. Gerade auch in diesem Fall ist die Vibration für ein sicheres Anlösen auch unterhalb dieser Stelle von sehr grosser Bedeutung. Die Vibrationen können beispielsweise durch eine Piezoschwingungseinheit, in das Knochenimplantat eingebracht werden.
- 25 Die kombinierten und sich im Lösungseffekt gegenseitig verstärkenden Wirkungen von Abkühlung und Vibration werden somit im Rahmen der Erfindung gleichzeitig eingesetzt. Somit sind die notwendigen Voraussetzungen geschaffen, um anschliessend mit der Vorrichtung die Drehmomentwirkung einzusetzen. In diesem Zusammenhang ist es von Vorteil, wenn ein Winkel zwischen der Drehachse und einer Achse senkrecht zur Längsachse des
30 Handgriffs kleiner ist als 30°, bevorzugt kleiner als 15°. Durch eine verdrehsichere Fassung zwischen dem Greifkopf und dem Knochenimplantat und mit Hilfe des langen durch den Handgriff gebildeten Hebels wird das Knochenimplantat in der Gegeneinschraubrichtung aus seiner Fassung herausgelöst. Aufgrund der vorangehenden Kälte und Schwingungseinwirkung

haben sich die Oberflächen bereits vorher so voneinander gelöst, dass das Knochenimplantat ohne Beschädigung des Knochengewebes leicht herausgedreht werden kann.

Nach der Ausführung des Kühlvorganges wird neben dem Handgriff die Schwingungsenergie generiert, anschliessend wird über den Greifkopf ein Drehmoment zum Ausdrehen des Implantats bzw. zum endgültigen Lösen der Verbindung zwischen Implantat und Knochen eingesetzt. Die vorgängige Ablösung bzw. Schwächung der Verbindung zwischen dem Knochen und der Implantatoberfläche durch Kühlen und anschliessende Vibration ermöglicht, dass das Herausdrehen eines Implantats oder einer Knochenschraube möglichst ohne Beschädigung des umliegenden Knochens und mit einem geringeren erforderlichen Drehmoment erfolgen kann. Eine mit dem Handgriff durchgeführte Drehung, vorzugsweise in dem der Einschraubrichtung entgegengesetzten Drehsinn, sowie durch feines Hin- und Her-Kippen und -Wippen, erlaubt eine äusserst schonende Explantation des Knochenimplantates.

Die Verdrehungssicherheit zwischen Greifkopf und Implantat kann beispielsweise dadurch erhöht werden, dass der Aussenmantel des Greifkopfes und der Implantatkopf axial durchbohrt und mit einem in diese Bohrung eingeschobenen Stift zusätzlich zur (reibschlüssigen) Klemmung formschlüssig verbunden wird. Damit wird mit der erfindungsgemässen Vorrichtung auch die Explantation von Keramik-Implantaten ohne weiteres möglich.

Die Explantation kann mit Kälte, Vibration und einem Drehmoment so schonend ausgeführt werden, ohne dass die ganze zwischen Gewindesteigungen und an der Mantelschichtfläche des Implantates angewachsene Knochenmasse mit herausgerissen wird.

Wie eingangs erwähnt ist die neue Vorrichtung für die Explantation der meisten im Prinzip ähnlich gebauten Knochenimplantate anwendbar. Dabei ist entscheidend, dass nicht nur ein einzelnes Ablöseverfahren genutzt wird, sondern dass die erfindungsgemässe Vorrichtung im Stande ist, durch Anwendung verschiedener Verfahren die gewünschte Ablösung der Implantatoberfläche und des Knochengewebes voneinander zu ermöglichen. Das Knochenimplantat wird mit einem Greifkopf gefasst und ummantelt. Diese Andockung des Greifkopfes gewährleistet die verlustfreie Übertragung der Kälte und mechanischen Energie auf das Knochenimplantat. Bei der Explantation der Zahnimplantate ist der Greifkopf so ausgebildet, dass der Eingriff auch zwischen zwei nebeneinander liegenden Zähnen möglich ist. Die Vorrichtung ist sowohl für Ober- als auch Unterkiefer anwendbar, bedarf nur der entsprechenden Handhabung.

Der Handgriff ist mit Vorteil als tragende Einheit genügend gross ausgemessen und ausgebildet, dass die Schwingungs- und Kälteenergie in ihm direkt generiert werden können, insbesondere sind das Kühlmodul und das Vibrationsmodul mindestens teilweise im Handgriff aufgenommen. Seine Ausbildung kann auch ermöglichen, dass extern erzeugte thermische Energie und auch die Schwingungen durch ihn zum Greifkopf geleitet werden können. Der Handgriff ist zum Greifkopf abgewinkelt und in seiner finalen Funktion, d.h. nach der Kühlphase und nach der Vibrationsphase kann der Operateur um die Längsachse des Greifkopfes rotieren und kippen.

Die erfindungsgemässe Vorrichtung vereinigt die Einwirkung von Kälte, Vibrationen und eines starken finalen Ausdrehmoments durch den Handgriff. Bevorzugt umfasst sie ein weiteres, viertes Element, nämlich Klopfstösse, welche durch ein Klopfmodul erzeugt werden können. Dazu ist bevorzugt an einer Motorachse für die Grundvibration ein Exzenter angebracht mit einem Zahnrad, mit dem ein Impulsrad angetrieben wird. Mit einem an diesem Rad befestigten Bolzen wird ein Schlaghammer gespannt, der nach dem kreisförmigen Durchlaufen des Bolzens den Schlaghammer zum Schlagen auf das Traggehäuse veranlasst. Dieser Schlaghammer kann sowohl für die feine Schlagresonanz der Vorrichtung in der Ausdrehrichtung, als auch mit einem zweiten Schlaghammer in der Eindrehrichtung eingesetzt werden.

Bei einer bevorzugten Ausführungsform weist das Klopfmodul einen beweglichen Hammerkopf und einen ortsfesten Amboss auf, wobei der Hammerkopf periodisch auf den Amboss schlägt und wobei eine Schlagrichtung des Hammerkopfs bevorzugt im Wesentlichen senkrecht steht zur Drehachse, welche durch die Aufnahme definiert ist.

Diese vierte Lösungs-Dimension kann nach der Durchführung der Schüttelfrostphase (Kälte und Vibrationen) gewollt zugeschaltet werden und hat eine nochmals zusätzliche, positive Wirkung als Lösungsenergie. Diese Klopf-Vibration hat eine sehr unerwartete zusätzliche Lösungswirkung, da der Hebelarm zu der Längsachse des Knochenimplantates relativ lang ist und diese „kleine“ Drehwirkung mit dem grossen Handgriff durch die hohe Einschlagsfrequenz sowohl in Ausschraub- als auch in der Einschraubrichtung die Verbindungsflächen ausserordentlich wirkungsvoll für die finale Einsetzung der Lösungskraft des Handgriffes vorbereitet. Die Klopfrichtung wirkt zunächst, wie bei der mechanischen Vorrichtung zum Herausschrauben, in die entgegengesetzte Einschraubwirkung des Knochenimplantats. Die Schlagkraft kann mit der Masse des Schlagbolzens beeinflusst und reguliert werden. Es ist aber möglich, die gleiche Einheit ohne weiteres zusätzlich auf der Gegenseite anzubringen mit der

gleichen Wirkung aber in der anderen Richtung des Knochenimplantates. Die Frequenz der elektromagnetischen Schlageinheiten kann am Handgriff jeweils eingestellt werden.

Als fünfte Dimension kann am Haupthandgriff zusätzlich ein Zangengriff als Klemmgriff angebracht werden. Durch Zusammenklemmen des Zangengriffs und des Haupthandgriffs werden jeweils zwei Klemmbacken betätigt, die radial zur Längsachse nach innen auf das Knochenimplantat wirken. Die entsprechende Klemmkraft kann als sekundäre Klemmkraft eine durch andere Mittel erzeugte Grundklemmkraft überlagern. Die Klemmbacken sind mit Vorteil so ausgebildet, dass sie beidseitig das Zahnimplantat fest zusammenfassen, aber genügend schmal sind, dass links und rechts liegende Zähne genügend Platz für diese Klemmbacken-Variante zulassen. Die Einwirkung der Vibration, sowie der Kälte und des grossen Ausdrehmoments als auch der Schlagvibration in Ausdrehrichtung übertragen sich auch über diese Klemmbacken und gegebenenfalls einen Adapter auf das Implantat. Dadurch kann die erfindungsgemässe Vorrichtung vielseitig eingesetzt werden und die Hauptwirkungselemente oder -dimensionen Kälte, Vibration, Hauptdrehmoment, Schlagvibrationen und das Halten mit zwei Klemmbacken gewährleisten die vielseitige Einsetzbarkeit der Vorrichtung.

Aus der nachfolgenden Detailbeschreibung und der Gesamtheit der Patentansprüche ergeben sich weitere vorteilhafte Ausführungsformen und Merkmalskombinationen der Erfindung.

Eine schonende und einfache Explantation muss zukünftig ein allgemeiner Qualitätsstandard für das Setzen von Implantaten werden. Die Explantationen müssen deshalb in der Regel berechenbar, schonend und risikofrei durchgeführt werden können, so dass eine neue Implantation ohne weiteres und in kürzester Zeit möglich wird. Erfolgreiche Erneuerungen machen es oft schwer, sich gleichzeitig mit der erfolgreichen Bewältigung der bereits bei der Implantation zu erwartenden, statistisch bewiesenen Misserfolge zu befassen. Nicht nur für das Einsetzen der Implantate und eine verbesserte Verbindung mit dem Knochengewebe, sondern auch für ein einfaches und schonendes Entfernen sind optimale Methoden und Vorrichtungen zukünftig von grösster Wichtigkeit. Normativ muss der Operateur bei der Einsetzung jedes neuen Implantates über das Know-how, die Einrichtung und die entsprechenden Vorrichtungen für eine einwandfreie Explantation verfügen.

Kurze Beschreibung der Zeichnungen

Die zur Erläuterung des Ausführungsbeispiels verwendeten Zeichnungen zeigen:

- Fig. 1 Eine schematische Uebersichtsdarstellung eines Ausführungsbeispiels der erfindungsgemässen Vorrichtung in isometrischer Ansicht;
- Fig. 2 eine schematische Darstellung des Ausführungsbeispiels gemäss Fig.1 in Seitenansicht entlang der in der Figur 3 angegebenen Ebene A-A;
- 5 Fig. 3 eine schematische Darstellung des Ausführungsbeispiels gemäss Fig.1 in Draufsicht im Teilschnitt;
- Fig. 4 eine schematische Gesamt-Seitenansicht des Ausführungsbeispiels;
- Fig. 5 den Schnitt B-B aus Fig. 4;
- Fig. 6 den Schnitt C-C aus Fig. 4;
- 10 Fig. 7a-c schematische Teilansichten eines Greifkopfs für das Ausführungsbeispiel;
- Fig. 8a-c schematische Teilansichten eines weiteren Greifkopfs für das Ausführungsbeispiel.

Grundsätzlich sind in den Figuren gleiche Teile mit gleichen Bezugszeichen versehen.

Wege zur Ausführung der Erfindung

- 15 **Figur 1** zeigt die schematische Uebersichtsdarstellung eines Ausführungsbeispiels der erfindungsgemässen Vorrichtung in isometrischer Ansicht. Die Vorrichtung besteht im wesentlichen Aufbau aus den Funktionseinheiten Greifkopf 6, Thermo- bzw. Kühlmodul 7, Vibrationsmodul 8, Klopffmodul 9, Handgriff 10, sowie einem Sekundär-Klemmsystem, bestehend aus Klemmhebel 11 und beidseitig angeordneten Klemmbacken 12, 13.
- 20 Der Greifkopf 6 ist als Klemmteil ausgebildet und kann in einer sinngemäss ausgebildeten Aufnahme(=Schnittstelle) an die Gundvorrichtung andockt werden (detaillierte Beschreibung im Zusammenhang mit den Figuren 2 und 3). Der Implantatschraubenkopf (oder entsprechend ausgebildete Zwischenadapter) können in die zylindrische Bohrung 14 eingesteckt und mit der Klemmschraube 15 primär leicht geklemmt werden. Durch die Klemmschraube 15 wird somit
- 25 eine Grundklemmkraft bereitgestellt.

Das Thermo- bzw. Kühlmodul 7 kann zur Kühlung (alternativ auch Erwärmung) aktiviert werden (detaillierte Beschreibung im Zusammenhang mit den Figuren 2 und 3).

Nach geeigneter Einwirkzeit der Kühl-/ (Heiz-) -Phase kann durch einen vorzugsweise im Handgriff integrierten Ein-/Aus-Schalter 16 die durch einen Schwingungserzeuger erzeugte Vibration eingeschaltet werden, deren Wirkebene senkrecht zur Implantatschraubenachse liegt. Die gewünschte Schwingungsfrequenz kann vorzugsweise durch einen integrierten Regler
5 angepasst werden, welcher über einen Wahlschalter 17 verstellt werden kann.

Dazu überlagert oder zeitlich versetzt kann durch einen vorzugsweise ebenfalls im Handgriff integrierten Ein-/Aus-Schalter 18 das durch einen entsprechend ausgebildeten Antrieb erzeugte Klopfen eingeschaltet werden, dessen Wirkebene senkrecht zur Implantatschraubenachse liegt und das mit seinen in einem radialen Abstand als Umfangskraft wirkenden Klopfstößen
10 rhythmische Drehmomentstösse um die Implantatschraubenachse bewirkt. Die gewünschte Klopf Frequenz kann vorzugsweise durch einen integrierten Regler angepasst werden, welcher über einen Wahlschalter 19 verstellt werden kann.

Nach der Kühl-/ (Heiz-) -, Vibrations- und Klopfphase (oder wahlweise auch zeitlich überlagert) kann mit dem Handgriff 10 über die ganze Vorrichtung ein manuell erzeugtes Ausdrehmoment
15 um die Längsachse der im Greifkopf 6 geklemmten Implantatschraube ausgeübt werden; es können dabei auch, gleichzeitig oder nacheinander, manuell erzeugte Wippbewegungen in verschiedenen Richtungen auf das Implantat ausgeübt werden. Für diese manuell erzeugten Krafteinwirkungsphasen ist es vorteilhaft, die durch eine Klemmschraube 15 am Greifkopf 6 erzeugte primäre Klemmwirkung zur Ermöglichung grösserer übertragbarer Friktions- und
20 Haltekräfte durch eine zusätzliche sekundäre Klemmung zu erhöhen. Dazu ist vorzugsweise ein manuell betätigtes Klemmsystem in ergonomisch sinnvoller Anordnung mit dem Handgriff kombiniert. Ein manuell durch Finger-Umgriff betätigter Klemmhebel 11, welcher um die beidseitig symmetrisch angeordneten Achsbolzen 20 schwenkbar gelagert ist, drückt mit den ebenfalls beidseitig symmetrisch angeordneten Druckfingern 21 auf die Kontaktflächen 22 der
25 beiden oben und unten mit Achsbolzen 23 schwenkbar gelagerten Klemmbacke 12 (links) und Klemmbacke 13 (rechts). Die beiden Klemmbacken übertragen durch ihre Schwenkbeweglichkeit diese eingeleitete Kraft und drücken mit ihren Drucknasen 24 beidseitig symmetrisch auf den längs geschlitzten Greifkopf 6, wodurch die zusätzliche (sekundäre) Klemmwirkung auf den in Aufnahmebohrung 14 sitzenden Implantatkopf erzeugt wird. Mit den
30 in der dargestellten Konstellation angeordneten Elementen wird durch das Hebelverhältnis von Klemmhebel 11 und Druckfinger 21 eine grosse Kraftübersetzung der manuell am Hebel 11 eingeleiteten Kraft ermöglicht. Durch dieses Sekundär-Klemmsystem ist es möglich, dass die Klemmkraft während der manuellen Krafteinwirkungsphasen (Ausdrehmoment und Wippbewegungen) durch das Gefühl des Operators fein dosiert werden können.

Figur 2 zeigt eine schematische Darstellung des Ausführungsbeispiels gemäss Fig.1 in Seitenansicht, als Schnittdarstellung A-A aus Fig. 3

Eine Implantatschraube 1 (als Ausführungsbeispiel mit zylindrischem Kopf 25) ist im Knochengewebe 4 eingeschraubt. Der Greifkopf 6 ist mit der zylindrischen Aufnahmebohrung 14 auf den zylindrischen Implantatkopf 25 aufgesteckt und mit der Klemmschraube 15 festgeklemmt (primäre Klemmung).

Die erfindungsgemässe Explantationsvorrichtung enthält im vorderen Teil das Thermo- bzw. Kühlmodul 7, im dargestellten Ausführungsbeispiel bestehend aus einer metallischen, möglichst gut thermisch leitenden Aufnahmhülse 26, die eine in Längsachse liegende zentrale Aufnahmebohrung 27 aufweist; darin wird der Greifkopf 6 durch Einschieben des verlängerten Schafts 6a an die Explantationsvorrichtung angedockt. Die Aufnahmhülse 26 ist im umgebenden, aus wärmeisolierendem Material, vorzugsweise Thermoplast bestehenden Gehäusemantel 28 eingebettet, vorzugsweise eingegossen. Im dargestellten Ausführungsbeispiel ist am hinteren Ende der Aufnahmhülse 26 schräg von oben eine Sacklochbohrung 29 angebracht, die sich schräg nach hinten in der gleichen Achse fluchtend im Gehäusemantel 28 fortsetzt. Der schräg nach hinten/oben verlängerte Gehäuseteil bildet einen Anschlussstutzen 30. Im dargestellten Ausführungsbeispiel ist am hinteren Ende des Stutzens 30 ein Anschlussflansch 31 mit Haltelaschen 32 so ausgebildet, dass damit ein Abschlussdeckel 33, der seinerseits mit als Gegenstück zu den Haltelaschen 32 ausgebildeten Haltenocken 34 versehen ist und so nach dem bekannten Bajonettverschluss-Prinzip mit einer $\frac{1}{4}$ - Drehung leicht wieder lösbar verbunden werden kann.

Bei weggenommenem Deckel 33 kann in die Aufnahmebohrung , welche am hinteren Ende vorzugsweise mit einer trichterförmigen Erweiterung 35 versehen ist, ein passend vorgeformter Trockeneis-Körper 36 (gepresster CO₂-Schnee) eingeschoben werden, der nach dem Aufsetzen des Deckels 33 durch einen innenliegenden Kolbenstößel 37 mittels einer Druckfeder 38, die sich hinten im Deckelboden abstützt, nach vorne in die Sacklochbohrung geschoben wird und hier durch direkten Kontakt Kälte an die Aufnahmhülse 26 abgibt, welche ihrerseits durch die guten thermischen Leiteigenschaften die Kälte an den innenliegenden Schaft 6a des Greifkopfs 6 weiterleitet, so dass ein Kältefluss 39 nach vorne zum geklemmten Implantatkopf 25 entsteht, womit das im Knochengewebe eingeschraubte metallische Implantat gekühlt werden kann. Der pro Anwendung eingelegte Trockeneiskörper kann für jeden Explantierungsvorgang spezifisch dimensioniert sein, so dass er die notwendige Kältekapazität für das jeweils zu explantierende Implantat abgeben kann. Da der Trockeneiskörper bei der Kälteabgabe seinen Aggregatzustand

direkt in CO₂-Gasform wechselt (Sublimation), sind am Gehäusemantel entsprechend dimensionierte Gasaustrittsöffnungen 40 angebracht.

Anstelle der Kühlung mit Trockeneis-Körper kann das Kühlmodul 7 mit Anschlussstutzen so aufgebaut sein, dass der Anschlussflansch 31 als Anschlussstelle für eine Gas-Druckampulle, die an Stelle des Deckels 33 angekuppelt werden kann, ausgebildet sein. Dieser Gasdruckbehälter kann eine Gasfüllung enthalten – beispielsweise das für Kühlzwecke häufig verwendete CO₂-Gas oder andere geeignete Gase. Diese gelangt durch ein zusätzlich im Anschlussstutzen 30 integriertes Ventil, das vorzugsweise über eine Drucktaste zu betätigen ist, über eine entsprechend dimensionierte Bohrung zu der zu kühlenden Aufnahmhülse 26. der Kühleffekt wird durch die Expansion des Gases bewirkt. Nach Abgabe der Kühlenergie kann das Gas über entsprechend gestaltete Ausblasöffnungen 40 aus dem Gehäuse austreten.

Der aus dem Gehäuse-Vorderteil nach vorne ragende Teil des verlängerten Greifkopf-Schaftes 6 kann mit einer aus thermisch isolierendem Material bestehenden Isolationshülse 41 ummantelt sein, welche den unerwünschten Abfluss von Kälte an die Umgebung verringert. Die Isolationshülse 41 weist beidseitig Aussparungen für die in Fig.1 beschriebenen Drucknasen 24 auf, welche bei Betätigung des Sekundär-Klemmsystems auf die am Greifkopf-Schaft 6a angebrachten seitlichen Druckflächen 42 drücken.

Der Klemmhebel 11 wird in unbetätigter Position durch eine Rückstellfeder 43 in die dargestellte Grundstellung zurückgedrückt. Im inneren Hohlraum des Handgriffs 10 sind verschiedene für die Funktion der erfindungsgemässen Vorrichtung erforderliche, grob schematisch dargestellte elektrische Komponenten eingebaut: die Schaltkontakte 16a, 18a zu den entsprechenden Ein-/Ausschaltern 16, 18, eine Elektronik-Platine 44 für alle erforderlichen Schalt- und Regelfunktionen und wahlweise ein aufladbarer Akku 45 zum kabellosen Betrieb der Vorrichtung, sowie ein wahlweise alternativ oder zusätzlich zu dem in Fig. 1, 3, 6 beschriebenen Unwucht-Schwingantrieb eingebauter Piezo-Schwingantrieb 46, der vorzugsweise in Längachse bzw. quer zur Implantatachse gerichtete Schwingstösse 47 erzeugt. Der hohle Handgriff 10 ist mit einem Gehäusedeckel 48 versehen, welcher mit einer Dichtung 49 den Innenraum gegen Eintritt von Reinigungsflüssigkeit und Dampf beim Sterilisieren des Geräts abdichtet. Vorzugsweise wird durch diesen Deckel ein Anschlusskabel 50 zur Versorgung mit elektrischer Energie eingeführt. Im Falle einer Akku-Ausführung wird das erforderliche Ladekabel vorzugsweise durch eine Steckverbindung, welche hinten im Deckel angebracht ist, zum Aufladen an das Gerät angeschlossen.

Figur 3 zeigt eine schematische Darstellung des Ausführungsbeispiels gemäss Fig.1 in Draufsicht im Teilschnitt. Der Greifkopf 6 ist mit seinem verlängerten Schaft 6a in der Aufnahmhülse 26 an der Vorrichtung angedockt. Der Greifkopfschaft 6a weist einen nach hinten verlängerten Schlitz 51 auf, wodurch ein elastisches Biegen der beiden Schaft-Hälften ermöglicht wird und dadurch beim symmetrischen Drücken der beidseitigen Drucknasen 24 auf die beidseitigen Druckflächen 44 der in der Aufnahmebohrung 14 sitzende Implantatkopf (oder entspr. Zwischenadapter) zusätzlich geklemmt wird (sekundäres Klemmsystem). Der Greifkopf 6 kann für Dental-Anwendungen so schmal ausgebildet sein, dass zwischen zwei benachbarten Zähnen 5 genügend Platz bleibt, um eine kleine Ausdrehbewegung (Schwenkwinkel) zum Lockern der Implantatschraube auszuführen.

Im Teilschnitt durch das Vibrationsmodul 8 ist ein bekanntes Prinzip der Schwingungserzeugung dargestellt, welche vorzugsweise durch einen drehfest auf einer rotierenden Achse 52 befestigten Unwucht-Körper 53 (Exzenter) erfolgt. Dadurch, dass die Rotationsachse 52 parallel zur Implantatschraubenachse liegt, ergibt sich eine senkrecht zur Implantatschraubenachse liegende Schwingungsebene. Falls erwünscht, kann die Vorrichtung mit einer anders als senkrecht zur Implantatschraubenachse liegenden Schwingenebene ausgeführt sein; es ist auch möglich, dass das Vibrationsmodul 8 durch eine verstellbare Befestigung an der Vorrichtung wahlweise in verschiedene Winkellagen gebracht werden kann.

Anstelle der rotierenden Unwucht sind andere bekannte Prinzipien zur Schwingungserzeugung denkbar, z. B. ein Piezokristallelement. Die elektromagnetische Oszillation eines Schwingkörpers durch geregelte elektrische Wechselfrequenz auf einer Magnetspule ergibt ebenfalls gerichtete Schwingstösse, ähnlich wie beim Piezo-Prinzip.

Im Teilschnitt durch das Klopfmodul 9 ist als Ausführungsbeispiel ein mechanisches Prinzip der Erzeugung von Klopfstössen dargestellt. Durch einen Steuernocken 54, welcher drehfest auf einer in Pfeilrichtung 55a rotierenden Achse 55 befestigt ist, wird ein vorzugsweise aus schwerem Metall bestehender Hammerkopf 56, welcher auf einer gegen das Zentrum vorgespannten Blattfeder 57 befestigt ist, periodisch nach aussen gedrückt und nach Ueberlauf über die höchste Nockenstellung durch die Federspannkraft nach innen auf die Aufschlagfläche des mit dem Gehäuse fest verbundenen Ambosses 58 geschleudert; das dem Hammerkopf gegenüberliegende Blattfeder-Ende 60 ist dabei fest am Gehäuse verankert. Dadurch werden gerichtete Klopfstösse 59 erzeugt, welche mit einem radialen Abstand um die Implantatschraubenachse als Umfangskraftstösse wirken und dadurch Drehmomentstösse auf

die zu lockernde Implantatschraube erzeugen, deren Frequenz proportional zur Antriebsdrehzahl der rotierenden Achse 55 ist.

Anstelle der mechanischen Erzeugung sind andere bekannte Prinzipien von Klopfstößen 59 denkbar, z. B. die Stosserzeugung durch ein Piezokristallelement. Die elektromagnetische Oszillation eines Schwingkörpers durch Wechselfrequenz auf einer Magnetspule ergibt ebenfalls gerichtete Kraftstöße.

Figur 4 zeigt eine schematische Gesamt-Seitenansicht des Ausführungsbeispiels. Man erkennt hier die parallel zur Implantatschraubenachse 61 verlaufenden Rotationsachsen 63, 64 der in Fig. 3 beschriebenen Schwingungserzeugungssysteme des Vibrationsmoduls 8 und des Klopfmoduls 9, sowie das Kühl-/Heiz-Modul 7 mit seinem Anschlussstutzen 30.

Als Ausführungsvariante zu dem in Fig. 2 gezeigten Kühlsystem ist hier ein Ausführungsbeispiel mit einem Kühl- bzw. Heizkreislauf mit einem entsprechend geeigneten, flüssigen Uebertragungsmedium (z.B. FCKW-freies Kältemittel) dargestellt. An einem entsprechend ausgebildeten Anschlussflansch 31 wird mit einer Schlauchanschlusskupplung 64 ein sogenannter Zwillingschlauch 65 mit zwei integrierten Rohrkanälen angeschlossen, durch die mit Vorlauf 66 und Rücklauf 67 des Uebertragungsmediums ein Kreislauf gebildet wird, der im Gehäuseinnern bis zur Aufnahmhülse 26 geführt und diese mit einem geeignet geformten, beispielsweise spiralförmigen Fliesskanal umspült, wodurch der Kälte- bzw. Wärmeaustausch nach vorne zum Greifkopf erfolgt. Ausserhalb der Vorrichtung kann dieser Kreislauf durch ein geeignetes Kühl- bzw. Heizaggregat geleitet und darin das flüssige Uebertragungsmedium mit der entsprechenden Kälte- bzw. Wärmeenergie gespiesen werden.

Durch geeignete, im Kreislauf zwischengeschaltete Komponenten wie Elektromagnetventil, Pumpe (z.B. Schlauch- oder Membranpumpe) kann das Thermische Modul beliebig ein-/ausgeschaltet werden und auch wahlweise Kühlen oder Heizen alternativ angewendet werden.

Anstelle eines Kühl-/Heizkreislaufs mit externem Anschluss kann das Kühlen bzw. Heizen auch mit elektrischer Energie erfolgen, die über das Anschlusskabel 50 eingeleitet wird. Zum Heizen sind beispielsweise auch bekannte Prinzipien denkbar, die direkt im Kontakt mit der Aussenhülle der Aufnahmhülse 26 in der Vorrichtung integriert sein können, z. B. die Verwendung einer elektrischen Heizpatrone bzw. einer elektrischen Heizspirale oder eines Peltier-Elements (zum Kühlen, evtl. auch zum Heizen geeignet).

Figur 5 zeigt den Schnitt B-B aus Fig. 4. Man erkennt hier die Hand 75 des Operators, die den Handgriff 10 mit Daumen 76 und Fingern 77 umfasst und dabei wahlweise durch Umgriff mit einzelnen Fingern den Klemmhebel 11 umgreifen und nach oben gegen den Handgriff drücken (Position 11a) und damit das sekundäre Klemmsystem betätigen kann. Diese Manipulation entspricht in analoger Weise dem bekannten Betätigungsvorgang eines Fahrradbremshebels.

Figur 6 zeigt den Schnitt C-C aus Fig. 4. In dieser Figur sind die Module 8 (Vibrieren), 9 (Klopfen) und Teile des Thermo-Moduls 7 (Kühlen/Heizen) im Querschnitt dargestellt. Im Bereich des Thermomoduls 7 sieht man die im umgebenden, thermisch isolierenden Gehäuse 28 eingebettete Aufnahmhülse 26 mit dem darin eingeschobenen Greifkopf-Schaft 6a. Im Greifkopfschaft 6a ist vorzugsweise ein einseitig radial herausragender Bolzen 78 angebracht, der beim Einschieben des Greifkopfschaftes durch eine in Längsrichtung in der Bohrung der Aufnahmhülse 26 angebrachte Längsnut 79 geschoben und in hinterer Anschlagstellung durch eine in entsprechender Tiefe in der Hülsenbohrung angebrachte, radial um einen Winkel von 90° nach rechts verlaufenden Quernut 80, durch entsprechende 90°-Drehung des eingeschobenen Greifkopfes 6 diesen nach dem bekannten Bajonettverschluss-Prinzip in der richtigen Winkellage positioniert und gleichzeitig gegen Herausziehen sichert. In der Aufnahmhülsen-Bohrung ist vorzugsweise spiegelbildlich zur radial 90° nach rechts verlaufenden Nut 80 auch eine radial nach links verlaufende Nut 81 angebracht, womit wahlweise der Greifkopf auch mit einer 90°-Drehung nach links positioniert und arretiert werden kann. Dies ermöglicht, den Greifkopf wahlweise auch um 180° verdreht nach oben gerichtet zu verwenden (Unter-/Oberkiefer-Einsatz).

Das hier im Schnitt dargestellte Vibrationsmodul 8 zeigt den mit vertikaler Achse 63 eingebauten Antriebsmotor 68 mit nach unten herausragender Rotationsachse 52, auf welcher drehfest der Unwuchtkörper 53 befestigt ist. Nach dem Einbau des Antriebs kann der im dargestellten Ausführungsbeispiel nach oben offene Motorraum mit einem Deckel 69 und einer Dichtung 70 hermetisch verschlossen werden und ist somit für Nassreinigung und Sterilisation der gesamten Vorrichtung geeignet. Elektrische Anschlusskabel zum Motor werden vorzugsweise im Innern des Gehäuses zu der im Handgriff eingebauten Schalt-/Regelelektronik geführt.

Das hier im Schnitt dargestellte Klopfmodul 9 zeigt den mit vertikaler Achse 64 eingebauten Antrieb 71 mit nach unten herausragender Rotationsachse 55, auf welcher drehfest der Steuernocken 54 befestigt ist, sowie ein Querschnitt durch die Blattfeder 57, an deren Ende der in Fig. 3 dargestellte Hammerkopf 56 angebaut ist. Nach dem Einbau des Antriebs kann der im

dargestellten Ausführungsbeispiel nach oben offene Motorraum mit einem Deckel 72 und einer Dichtung 73 hermetisch verschlossen werden und ist somit für Nassreinigung und Sterilisation der gesamten Vorrichtung geeignet. Elektrische Anschlusskabel zum Motor werden vorzugsweise im Innern des Gehäuses zu der im Handgriff eingebauten Schalt-/Regelelektronik geführt.

Figur 7 zeigt schematische Teilansichten des Greifkopfs 6 in Seitenansicht im Teilschnitt (Fig. 7a), Untersicht (Fig. 7b) und Schnitt D-D (Fig. 7c) zeigt eine Ausführungsvariante des Greifkopfs für die Anwendung an Implantatschrauben mit Innenmehrkant-Kopf. Dabei wird im Greifkopf 6 nicht direkt der Implantatkopf geklemmt, sondern ein zusätzlicher Mehrkant-Zwischenadapter 82. In der Implantatschraube 2 mit Innenmehrkantkopf wird der Zwischenadapter 82 mit seinem spezifisch zur jeweiligen Implantatschraube kongruent passend ausgeführtem Mehrkantkopf 84 eingesteckt. Ueblicherweise sind solche Implantatschrauben mit einer tiefer liegenden Innengewinde-Sackbohrung 87 versehen. Mit einer durch die zentrale Durchgangsbohrung 86 des Adapters 82 durchgesteckten Schraube 85 kann das Adapterstück fest auf die Implantatschraube befestigt werden. Für einen satten Sitz des Adapters in der Implantatschraube kann der Mehrkantkopf 84 vorzugsweise mit einer Konizität 88 ausgeführt sein, die im obersten Teil etwas Ueberschuss gegenüber dem Implantat-Innenmehrkant aufweist und somit beim Festziehen der Zentrum-Spannschraube 85 einen satten, spielfreien Sitz des Adapters bewirkt.

Der zylindrische Adapterkopf 83 wird dann in die Aufnahmebohrung 14 des Greifkopfs 6 eingesetzt und mit der Klemmschraube 15 primär leicht geklemmt und später, bei den Krafteinleitungsphasen, zusätzlich durch das vorgängig beschriebene, sekundäre Klemmsystem durch die auf die seitlichen Druckflächen 42 symmetrisch wirkenden Drucknasen 24 mittels der durch den Schlitz 51 ermöglichten Elastizität des Greifkopf-Schaftes 6a festgeklemmt.

Figur 8 zeigt schematische Teilansichten eines weiteren Greifkopfs 6 in Seitenansicht im Teilschnitt (Fig. 8a), Untersicht (Fig. 8b) und Schnitt E-E (Fig. 8c). Die Figur 8 zeigt eine Ausführungsvariante des Greifkopfs für Anwendung an Implantatschrauben mit pilzförmigem Kopf. Dabei wird im Greifkopf 6 nicht direkt der Implantatkopf geklemmt, sondern ein zusätzlicher Pilzkopf-Zwischenadapter 89.

Auf die Implantatschraube 3 mit Pilzkopf 90 wird der spezifisch zur jeweiligen Implantatschraube passende Zwischenadapter 89 mit seiner entsprechend der Pilzkopfgeometrie kongruenten, prismatischen Innenrinne 94 aufgesetzt. der Adapter ist dabei vorzugsweise durch

einen Längsschlitz 91 auf der ganzen Länge zweigeteilt und weist vorzugsweise am oberen Ende beidseitig Stützrippen 92 auf, die sich in der Mitte gegenseitig abstützen. Diese Stützrippen sind vorzugsweise mit einer nach innen gerichteten, konvexen Wölbung versehen, so dass sie sich sanft aufeinander abwälzen können.

- 5 Anstelle eines zweigeteilten Adapters kann wahlweise auch ein einstückig ausgebildetes Teil, welches mit einem mittigen oder mehreren radial sternförmig ausgeführten Längsschlitzten die im obersten Teil des zylindrischen Schaftes 95 durch einen verbleibenden Materialsteg verbunden sind. So ergibt sich ein analog dem bekannten Spannzangenprinzip mit elastisch federnden Segmenten versehenes Teil, das durch seine Elastizität auf den Pilzkopf der
10 Implantatschraube aufgeschnappt werden kann.

Das Adapterstück 89 weist vorzugsweise eine zentrale Durchgangsbohrung 86 auf, die gegen unten eine grössere Aussparung 93 aufweist, wodurch die präzise an die Pilzkopfgeometrie anzupassende prismatische Innenrinne 94 besser bearbeitet werden kann.

- Der zylindrische Schaft 95 des Pilzkopf-Adapters wird dann in die Aufnahmebohrung 14 des
15 Greifkopfs 6 eingesetzt und mit der Klemmschraube 15 primär leicht geklemmt. Durch die Durchgangsbohrung 86 kann, falls die Implantatschraube ein Innengewinde-Sacklochbohrung aufweist, wahlweise wie in Fig. 7 gezeigt, mit einer durchgesteckten Schraube 85 das Adapterstück zusätzlich auf die Implantatschraube befestigt werden. Bei den späteren Krafteinleitungsphasen kann der Adapter zusätzlich durch das vorgängig beschriebene,
20 sekundäre Klemmsystem festgeklemmt werden.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zum Lösen und Explantieren von Knochenimplantaten, insbesondere von Zahnimplantaten, aus ihrer Verbindung mit dem Knochengewebe, umfassend eine Einheit mit
 - 5 a) einem länglichen Handgriff;
 - b) einem Kühlmodul;
 - c) einem Vibrationsmodul zum Generieren von mechanischen Vibrationen;
 - d) einem am Handgriff befestigten Greifkopf mit einer Aufnahme für das zu explantierende Knochenimplantat, insbesondere einen Implantatkopf des
10 Knochenimplantats, oder für ein Adapterstück zum Erfassen des Knochenimplantats;wobei
 - e) der Greifkopf derart an das Kühlmodul und an das Vibrationsmodul gekoppelt ist, dass er mittels des Kühlmoduls auf eine gewünschte Temperatur abkühlbar ist und die Vibrationen des Vibrationsmoduls in ihn und weiter auf das Knochenimplantat oder
15 das Adapterstück übertragbar sind;
 - f) die Aufnahme des Greifkopfs mindestens ein Klemmelement aufweist, das bezüglich einer Drehachse radiale Klemmkräfte auf das in der Aufnahme gehaltene Knochenimplantat oder Adapterstück ausüben kann;
 - g) die Drehachse abgewinkelt , bevorzugt im wesentlichen senkrecht, ist zu einer
20 Längsachse des Handgriffs; und wobei
 - h) der Greifkopf derart an den Handgriff gekoppelt ist, dass eine manuell bewirkte Drehbewegung des Handgriffs um die Drehachse auf das Knochenimplantat oder das Adapterstück übertragbar ist.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass ein Winkel zwischen der Drehachse und einer Achse senkrecht zur Längsachse des Handgriffs kleiner ist als 30°, bevorzugt kleiner als 15°.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Aufnahme im Wesentlichen zylinderförmig ist, wobei die Drehachse der Zylinderachse entspricht.
4. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass der Greifkopf direkt an einem distalen Ende des Handgriffs befestigt ist.
5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Aufnahme des Greifkopfs mehrere Klemmbacken umfasst, wobei eine Grundklemmkraft durch erste Mittel bereitstellbar ist.
6. Vorrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass am Handgriff ein Klemmgriff angeordnet ist, mittels welchem eine manuell erzeugte Zusatzklemmkraft auf die Klemmbacken übertragbar ist.
7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass der Handgriff als tragendes Element ausgebildet ist und das Kühlmodul und das Vibrationsmodul mindestens teilweise im Handgriff aufgenommen sind.
8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass das Kühlmodul eine Aufnahme für einen Kühlkörper, z. B. einen Trockeneiskörper, umfasst.
9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass das Vibrationsmodul Schwingungen mit einer senkrecht zur Drehachse liegenden Schwingungsebene erzeugen kann.
10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 9, gekennzeichnet durch ein Klopfmodul, mittels welchem Klopfstöße erzeugbar sind, wobei der Greifkopf derart an das Klopfmodul gekoppelt ist, dass die Klopfstöße auf ihn und weiter auf das Knochenimplantat oder das Adapterstück übertragbar sind.

11. Vorrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass das Klopfmodul einen beweglichen Hammerkopf und einen ortsfesten Amboss aufweist, wobei der Hammerkopf periodisch auf den Amboss schlägt und wobei eine Schlagrichtung des Hammerkopfs bevorzugt im Wesentlichen senkrecht steht zur Drehachse, welche durch die Aufnahme definiert ist.
- 5

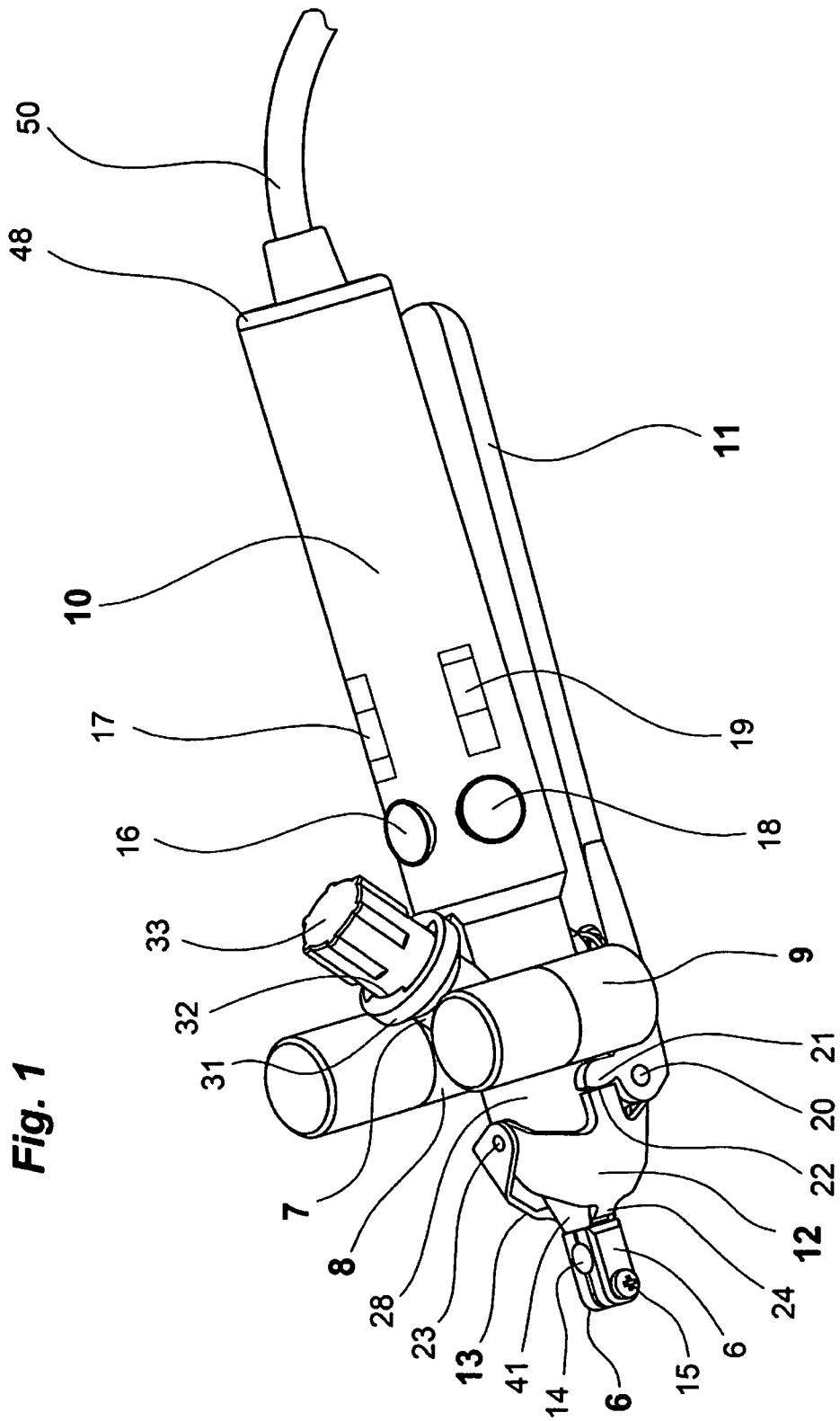


Fig. 1

Fig. 2
(A-A)

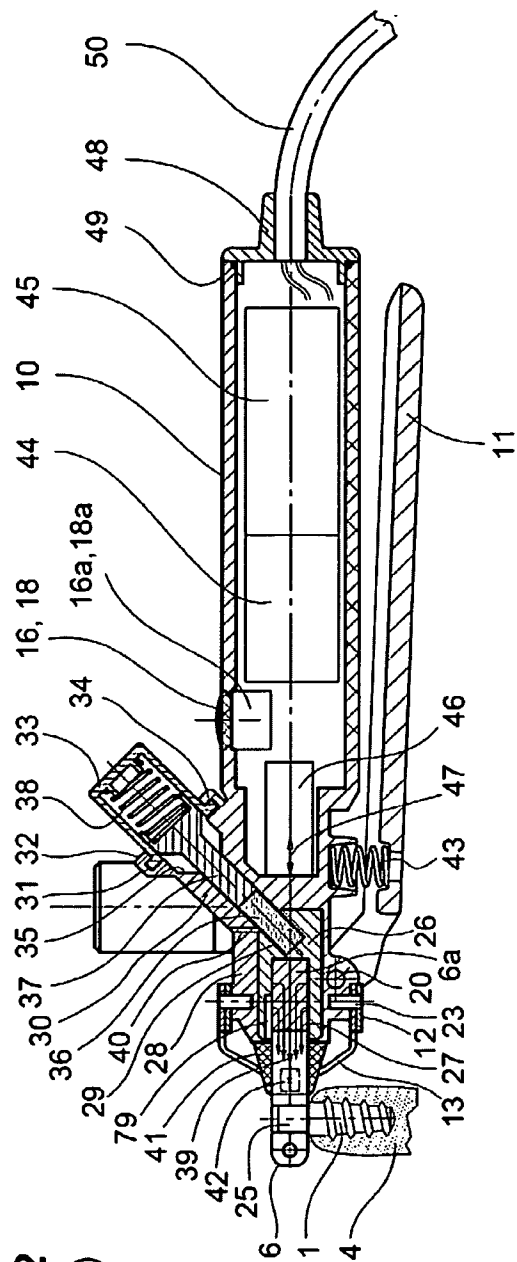


Fig. 3

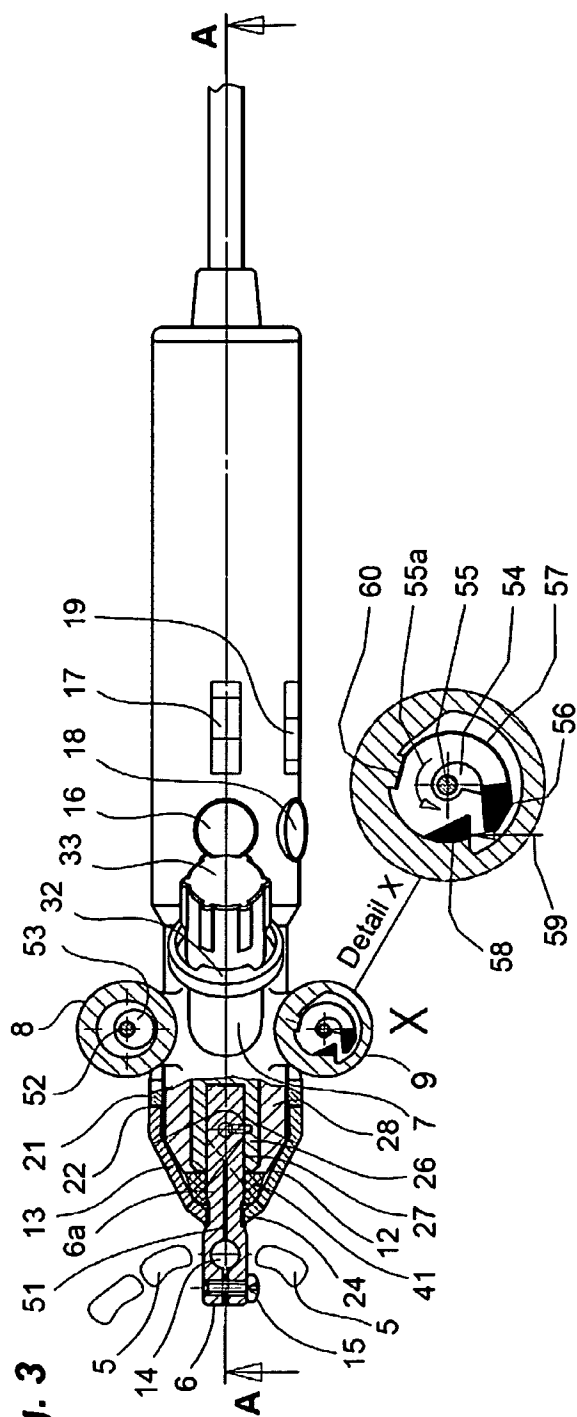


Fig. 4

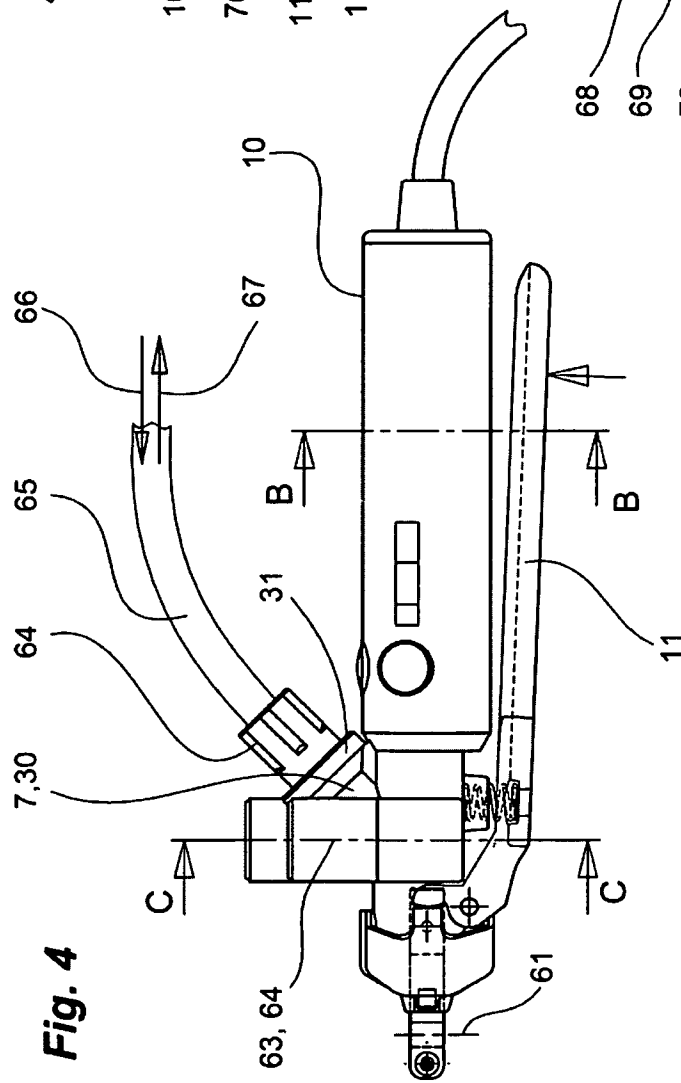


Fig. 5
(B-B)

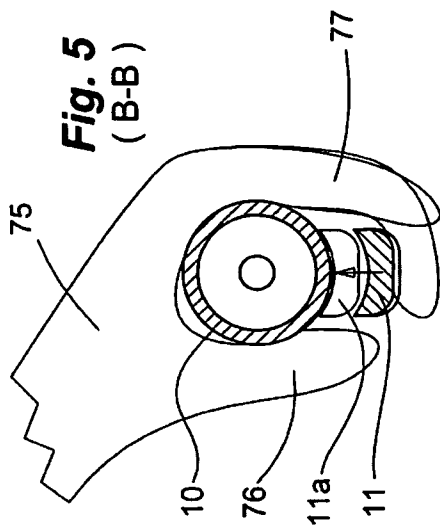
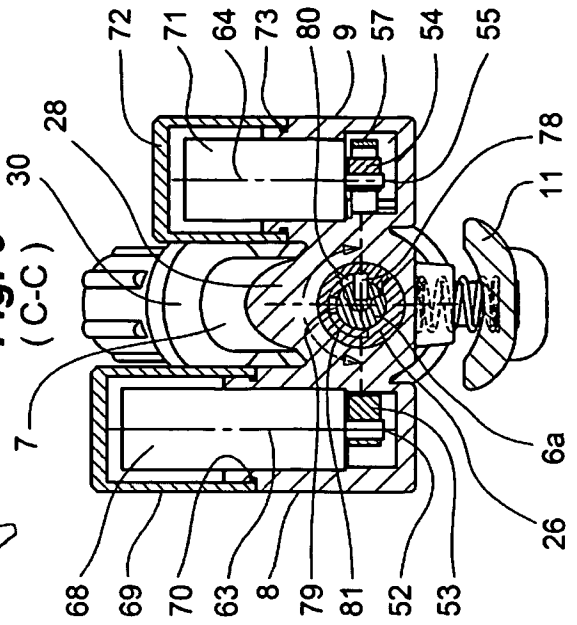


Fig. 6
(C-C)



4/4

Fig. 7

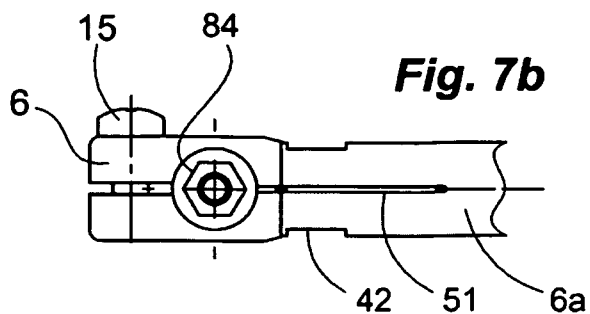


Fig. 7b

Fig. 7c (D-D)

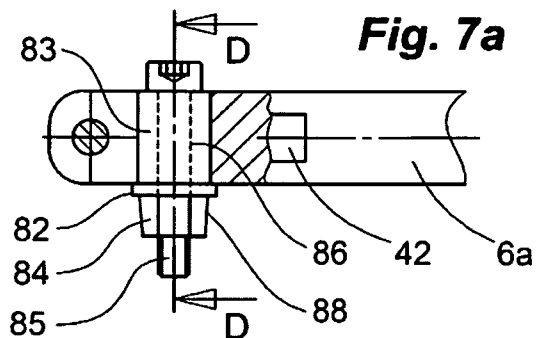
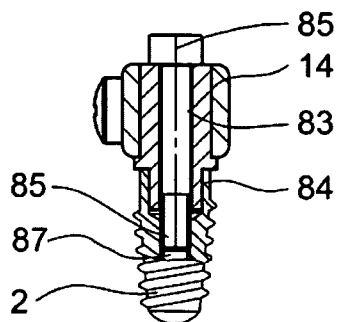


Fig. 7a

Fig. 8

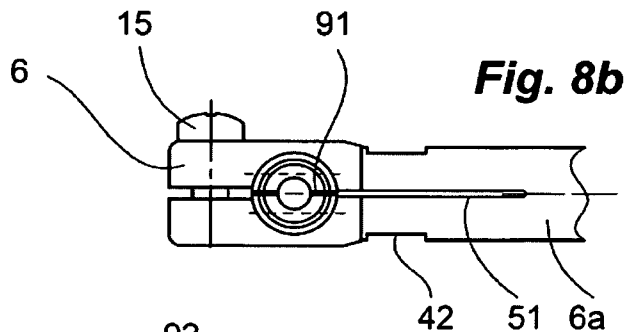


Fig. 8b

Fig. 8c (E-E)

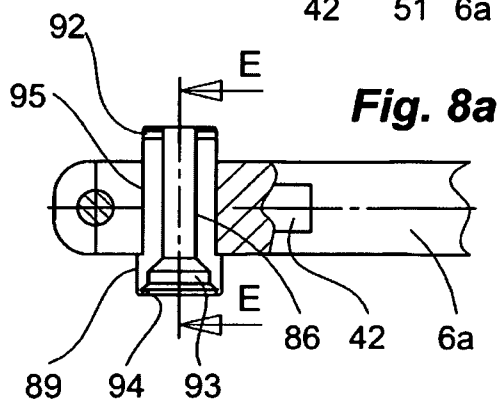
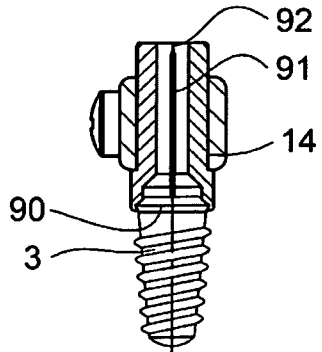


Fig. 8a