

(19)



Europäisches Patentamt

European Patent Office

Office européen des brevets



(11) Veröffentlichungsnummer: **0 370 590 B1**

(12)

EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT

(45) Veröffentlichungstag der Patentschrift: 26.05.93

(51) Int. Cl.⁵: **A61C 8/00**

(21) Anmeldenummer: **89250090.1**

(22) Anmeldetag: 17.11.89

(54) **Enossales Implantat mit elastischem Zwischenelement und Metall-Distanzhülse.**

(30) Priorität: **24.11.88 DE 3839724**
23.03.89 DE 3909580

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
30.05.90 Patentblatt 90/22

(45) Bekanntmachung des Hinweises auf die
Patenterteilung:
26.05.93 Patentblatt 93/21

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT BE CH DE ES FR GB GR IT LI LU NL SE

(56) Entgegenhaltungen:
EP-A- 0 136 532
EP-A- 0 216 031
DE-A- 2 413 883

(73) Patentinhaber: **IMZ-Fertigungs- und Ver-
triebsgesellschaft für dentale Technologie
mbH**
Talstrasse 23
W-7024 Filderstadt(DE)

(72) Erfinder: **Dürr, Walter**
Panoramastrasse 5
W-7537 Remchingen(DE)
Erfinder: **Kirsch, Axel, Dr.**
Finkenstrasse 13
W-7024 Filderstadt(DE)

(74) Vertreter: **Goddar, Heinz J., Dr. et al**
FORRESTER & BOEHMERT Franz-
Joseph-Strasse 38
W-8000 München 40 (DE)

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

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein enossales Implantat mit einem Befestigungskopf und einen mit einem Grundkörper verschraubbaren Implantatpfosten aus Metall aufweisenden Befestigungseinrichtungen für einen festsitzenden, bedingt abnehmbaren Zahnersatz, mit einer mit einem Zentrierbund versehenen, in das offene Ende des Grundkörpers einsetzbaren und mit einer Schulter an den oberen Rand des Grundkörpers anlegbaren Distanzhülse und einem den Implantatpfosten bereichsweise konzentrisch umgebenden Zwischenelement aus elastischem Material, wie Kunststoff.

Aus der EP-A-0 216 931 ist ein enossales Implantat dieser Art bekannt, bei dem die Distanzhülse eine oben und unten offene Bohrung aufweist und z. B. aus Kunststoff besteht. Das Zwischenelement ist unmittelbar in den Grundkörper eingesetzt und übernimmt, ggf. im Zusammenwirken mit der aus elastischem Material bestehenden Distanzhülse, das Abfedern des Befestigungskopfes bzw. des Zahnersatzes gegenüber dem Grundkörper in allen Richtungen, d. h. sowohl gegen vertikale als auch gegen seitlich wirkende Belastungen. Zusätzlich wird dabei eine elektrische Isolierung zwischen dem Zahnersatz und dem Grundkörper gewährleistet, um auf diese Weise das Auftreten schädlicher Kriechströme, die zu Korrosionen und Irritationen des Körpergewebes führen können, zu verhindern.

Das bekannte Implantat hat sich im Prinzip durchaus bewährt, allerdings hat es sich gezeigt, daß das Zwischenelement, welches nicht nur Lager- und Dämpfungsfunktion, sondern zugleich auch Befestigungsfunktion für den Implantatpfosten hat, insbesondere unter Zugeinwirkung zu Ermüdungsbrüchen neigt; außerdem hat es sich gezeigt, daß das Ausmaß der Dämpfung möglichst einstellbar sein sollte, um auf diese Weise eine größere Flexibilität in unterschiedlichsten Anwendungsfällen zu gewährleisten.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, das enossale Implantat der gattungsgemäßen Art dahingehend weiterzubilden, daß die Gefahr von Ermüdungsbrüchen unter Zugeinwirkung behoben oder zumindest drastisch verhindert und darüber hinaus eine Einstellbarkeit der Dämpfungsfunktionen bei höheren Lagerpräzisionen des Zahnersatzes erreicht werden kann.

Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe in Weiterbildung des gattungsgemäßen Implantats dadurch gelöst, daß die Distanzhülse aus Metall besteht und an ihrem dem Befestigungskopf für den Zahnersatz abgewandten Ende geschlossen und in den Grundkörper einschraubbar ausgebildet ist; daß das Zwischenelement in eine Erweiterung am offenen Ende der Distanzhülse einsetzbar und mit

einer Ringschulter zur Anlage an den oberen Rand der Distanzhülse versehen ist; daß das Zwischenelement eine Innenbohrung aufweist, deren Durchmesser in einem dem Befestigungskopf für den Zahnersatz zugewandten und der Distanzhülse fernliegenden Bereich größer ist als der Außendurchmesser des Implantatpfostens; und daß der Implantatpfosten unter Andrücken einer dem Zwischenelement zugewandten Anlagefläche des Zahnersatzes an eine der Distanzhülse abgewandte Anlageschulter des Zwischenelementes in die Distanzhülse einschraubbar ist.

Dabei kann vorgesehen sein, daß die Einschraubtiefe des Implantatpfostens in die Distanzhülse einstellbar ist.

Auch schlägt die Erfindung gegebenenfalls vor, daß der Implantatpfosten in seinem mit dem Zahnersatz in Kontakt stehenden Bereich eine Kunststoffummantelung oder dergleichen aufweist.

Eine weitere Ausführungsform der Erfindung sieht vor, daß der Zahnersatz relativ zum Implantatpfosten in dessen Axialrichtung elastisch und/oder leicht verschieblich gelagert ist.

Dabei kann vorgesehen sein, daß zwischen dem Zahnersatz und dem Implantatpfosten ein Kunststoffring oder dergleichen angeordnet ist.

Alternativ hierzu kann auch vorgesehen sein, daß die elastische Lagerung des Zahnersatzes gegenüber dem Implantatpfosten durch entsprechende Ausbildung der Kunststoffummantelung des Kopfes des Implantatpfostens gewährleistet ist.

Die Erfindung schlägt weiterhin vor, daß die das Zwischenelement bündig aufnehmende Erweiterung der Distanzhülse sich in Richtung auf das offene Ende konisch erweiternd ausgebildet ist.

Auch kann der Erfindung vorgesehen sein, daß der Implantatpfosten mit einstellbarem Drehmoment in die Distanzhülse einschraubbar ist.

Eine weitere Ausführungsform der Erfindung ist dadurch gekennzeichnet, daß der Grundkörper und/oder der freiliegende Umfangsbereich der Distanzhülse mit Hydroxylapatit oder dergleichen beschichtet ist/sind.

Erfindungsgemäß kann weiterhin auch vorgesehen sein, daß der Implantatpfosten im Bereich seines Außengewindes am unteren Ende mit Klebstoff beschichtbar ist.

Die Erfindung sieht ferner auch vor, daß das Zwischenelement vollständig aus elastischem Material, wie Kunststoff, besteht; und daß die Innenbohrung des Zwischenelementes abgestufte Weite aufweist, wobei ihr Durchmesser in einem der Distanzhülse zugewandten Bereich dem Außendurchmesser des Implantatpfostens im wesentlichen entspricht und hieran in Richtung auf den Befestigungskopf für den Zahnersatz der Bereich mit größerem Durchmesser als der Außendurchmesser des Implantatpfostens anschließt.

Der Erfindung, wie sie vorstehend beschrieben wurde, liegt die überraschende Erkenntnis zugrunde, daß es gelingt, die eingangs genannte Aufgabe in höchst eleganter und zufriedenstellender Weise zu lösen, indem das Zwischenelement, beim Stand der Technik als Innenhülse ausgebildet, nicht länger sowohl als Befestigungsteil für den Implantatpfosten als auch als elektrisch und mechanisch isolierendes bzw. dämpfendes Element dient, sondern daß die Federungs- bzw. Dämpfungswirkung von der Befestigungsfunktion gleichsam "abgespalten" wird: Der Implantatpfosten, aus Metall bestehend, gewährleistet im Zusammenwirken mit der ebenfalls aus Metall bestehenden Distanzhülse eine zuverlässige, präzise Befestigung des Zahnersatzes im Grundkörper. Die Dämpfungsfunktion hingegen wird durch das konzentrisch den Implantatpfosten umgebende Zwischenelement gewährleistet, wobei die Dämpfung in vertikaler Richtung über die Volumenelastizität des Zwischenelementes erfolgt, die durch Anziehen des Implantatpfostens mit unterschiedlichem Drehmoment veränderbar ist, während die Dämpfungswirkung in seitlicher Richtung durch den nach dem Schwingstabprinzip arbeitenden Implantatpfosten, der in einer entsprechend bereichsweise erweiterten Innenbohrung des Zwischenelementes sitzt, in Verbindung mit dem Material des Zwischenelementes erreicht wird. Bei einem Verschwenken des am Implantatpfosten sitzenden Zahnersatzes werden auf diese Weise Druck- und Zugkräfte, aber auch Biegemomente, auf das Zwischenelement ausgeübt. Die bei den bisherigen Implantaten möglicherweise auftretende Gefahr von Ermüdungsbrüchen unter Zugeinwirkung ist bei der Erfindung behoben.

Für das Zwischenelement läßt sich wie beim Stand der Technik Polyoxymethylen verwenden. Gegebenenfalls kann durch entsprechende Wahl des Materials des Implantatpfostens auch die Steifigkeit der Anordnung beeinflusst werden. Der Implantatpfosten kann darüber hinaus gegebenenfalls in seinem Einschraubbereich am unteren Ende mit Klebstoff beschichtet werden, so daß sich zusätzlich zur Einschraubwirkung in den Grundkörper eine gegen Lockerung sichernde Klebeverbindung ergibt, die aber natürlich bei kräftigem Herausdrehen wieder gelöst werden kann. Die Abstützung des Implantatpfostens im Zwischenelement kann natürlich in unterschiedlichen Höhen erfolgen, wobei nicht nur hierdurch, sondern auch durch Durchmesseränderungen des Implantatpfostens die Steifigkeit beeinflusst werden kann.

Es hat sich gezeigt, daß bei den vorstehend beschriebenen Ausführungsformen des Implantates nach der Erfindung, bei denen das Zwischenelement gänzlich aus z. B. Kunststoff besteht und eine Innenbohrung abgestufter Weite aufweist, deren

Durchmesser in einem der Distanzhülse zugewandten Bereich dem Außendurchmesser des Implantatpfostens im wesentlichen entspricht und in einem daran in Richtung auf den Befestigungskopf für Zahnersatz anschließenden oberen Bereich größer ist als der Außendurchmesser des Implantatpfostens, das Erzielen einer zufriedenstellenden vertikalen Elastizität und gleichzeitig einer befriedigenden horizontalen Elastizität noch nicht ganz zufriedenstellend gewährleistet ist.

Dies beruht darauf, daß zur Erzielung einer ausreichenden vertikalen Elastizität das Kunststoffmaterial, aus dem das einstückig ausgebildete Zwischenelement dabei besteht, verhältnismäßig weich sein sollte, wobei dann aber die seitliche Elastizität leicht zu groß wird, weil einer Schwenkbewegung des Implantatpfostens nach dem Schwingstabprinzip durch das Zwischenelement nicht hinreichend großer Widerstand entgegensetzt wird. Insbesondere ist die seitliche Auslenkung des nach dem Schwingstabprinzip arbeitenden Implantatpfostens bei den vorstehend beschriebenen Ausführungsformen des Implantates nach der Erfindung nicht so zuverlässig begrenzt, wie dies eigentlich wünschenswert wäre, wenn der Implantatpfosten bei einer seitlichen Auslenkung an die Wandung der Innenbohrung des Zwischenelementes zur Anlage kommt, wenn dieses auch aus verhältnismäßig weichem Kunststoffmaterial hergestellt ist.

Um auf einfache Weise sowohl eine befriedigende vertikale Elastizität als auch gleichzeitig eine zufriedenstellende seitliche Elastizität mit zuverlässiger seitlicher Auslenkung des Implantatpfostens zu erzielen, schlägt die Erfindung daher weiterhin auch vor, daß das Zwischenelement einen den Implantatpfosten umgebenden Zwischenelementkern aus verhältnismäßig steifem Material und eine den Bereich der Ringschulter und/oder der Anlageschulter umfassende Zwischenelementhülle aus relativ weichem, elastischem Material aufweist.

Dabei kann vorgesehen sein, daß der Zwischenelementkern aus Hartkunststoff, wie Polyoxymethylen oder dergleichen, besteht.

Erfindungsgemäß kann weiterhin dadurch gekennzeichnet sein, daß der Zwischenelementkern aus Metall besteht.

Die Erfindung kann weiterhin dadurch gekennzeichnet sein, daß der Zwischenelementkern aus Titan besteht.

Es kann erfindungsgemäß auch vorgesehen sein, daß die Zwischenelementhülle aus Weichkunststoff, wie Polyurethan oder dergleichen, besteht.

Eine weitere Ausführungsform der Erfindung ist dadurch gekennzeichnet, daß der Zwischenelementkern hülsenartig ausgebildet ist und im Be-

reich der Ringschulter und der Anlageschulter einen Ringbund aufweist.

Es kann hierbei vorgesehen sein, daß die Zwischenelementhülle mit dem Zwischenelementkern formschlüssig verbunden ist.

Eine weitere Ausführungsform der Erfindung sieht vor, daß der Ringbund eine Hinterschneidung aufweist.

Nach der Erfindung kann auch vorgesehen sein, daß die Zwischenelementhülle im Spritzgußverfahren an den Zwischenelementkern angeformt ist.

Die Erfindung sieht weiterhin vor, daß die Innenbohrung des Zwischenkernelementes im Bereich der Ringschulter und der Anlageschulter einen Zentralbereich aufweist, in dem der Innendurchmesser der Innenbohrung dem Außendurchmesser des Implantatpfostens im wesentlichen entspricht.

Dabei kann vorgesehen sein, daß der Zentralbereich kleineren Innendurchmesser der Innenbohrung des Zwischenelementkerns von den Stirnflächen des Zwischenelementes gleichen Abstand hat.

Alternativ hierzu kann erfindungsgemäß auch vorgesehen sein, daß der Zentralbereich kleineren Innendurchmessers der Innenbohrung des Zwischenelementkerns von den Stirnflächen des Zwischenelementes verschiedenen Abstand hat.

Dadurch, daß das Zwischenelement bei den vorstehend beschriebenen Ausführungsformen aus zwei unterschiedlichen Komponenten gebildet wird, nämlich einem Zwischenelementkern aus stelfem, hartem Material, vorzugsweise z. B. aus Titan bestehend, und zum anderen aus einer diesen harten Kern zumindest bereichsweise umgebenden Zwischenelementhülle, die aus weichem, elastischem Kunststoff bestehen kann, gelingt es, einerseits die seitliche Auslenkung des Implantatpfostens zuverlässig durch den Zwischenelementkern zu begrenzen, so daß keine zu starken seitlichen Auslenkungen möglich sind, während gleichzeitig eine befriedigende Vertikalelastizität dadurch gewährleistet ist, daß im Bereich der Ringschulter und der Anlageschulter kompressibles, weiches, elastisches Kunststoffmaterial, wie Polyurethan, zur Aufnahme einer vertikalen Druckbeanspruchung zur Verfügung steht. In weiterer Verfolgung des Erfindungsgedankens, im Vergleich zum Stand der Technik die bis dahin vereinigten Funktionen des Befestigungsteiles für den Implantatpfosten einerseits und des elektrisch und mechanisch isolierenden bzw. dämpfenden Elementes andererseits aufzuspalten, schlägt die Erfindung also bei den zuletzt beschriebenen Ausführungsformen vor, die beiden Federungs- bzw. Dämpfungsfunktionen des Zwischenelementes, nämlich die Vertikalelastizität einerseits und die Querelastizität anderer-

seits, nochmals aufzuspalten, und zwar durch den zweikomponentigen Aufbau des Zwischenelementes aus hartem Zwischenelementkern und weicher Zwischenelementhülle.

Auch bei den zuletzt beschriebenen Ausführungsformen des Implantats nach der Erfindung kann die Innenbohrung des Zwischenelementes bereichsweise in ihrem Durchmesser so verkleinert sein, daß ihr Innendurchmesser im wesentlichen dem Außendurchmesser des Implantatpfostens entspricht, obwohl dies für die Funktion des Zwischenelementes nach der Erfindung nicht unbedingt notwendig ist. Sofern die Innenbohrung des Zwischenelementes bzw. des Zwischenelementkerns über dessen gesamte Längserstreckung einen größeren Durchmesser hat als der Außendurchmesser des Implantatpfostens, ist dieser innerhalb der Innenbohrung des Zwischenelementkerns begrenzt abbiegbar, wobei die Querauslenkung dann ihre Begrenzung findet, wenn der nach dem Schwingstabprinzip arbeitende Implantatpfosten am oberen Rand der Innenbohrung zur Anlage kommt. Die Erfindung sieht, wie dargelegt, auch vor, daß gegebenenfalls ein Zentralbereich der Innenbohrung dem Außendurchmesser des Implantatpfostens entspricht, wobei das Zwischenelement dann, wenn der Zentralbereich symmetrisch in der Längsmittellinie liegt, vollkommen symmetrisch aufgebaut ist und in beiden Richtungen eingebaut werden kann, wohingegen in dem Fall, daß der Zentralbereich bezüglich der Längsmittellinie des Zwischenelementes unsymmetrisch liegt, je nach Einbaurichtung des Zwischenelementes unterschiedliche seitliche Elastizität- und Dämpfungseigenschaften des Zwischenelementes erzielbar sind.

Weitere Merkmale und Vorteile der Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung, in der Ausführungsbeispiele anhand der schematischen Zeichnung im einzelnen erläutert sind. Dabei zeigt:

- Fig. 1 ein erstes Ausführungsbeispiel des enossalen Implantats nach der Erfindung im Längsschnitt durch die Längsmittellinie des Implantatpfostens;
- Fig. 2 ein weiteres Ausführungsbeispiel des enossalen Implantats;
- Fig. 3 ein gegenüber dem Implantat von Fig. 2 abgewandeltes Ausführungsbeispiel eines Zwischenelementes;
- Fig. 4 den Zwischenelementkern des Zwischenelementes von Fig. 3;
- Fig. 5 ein abgewandeltes Ausführungsbeispiel eines bei dem Implantat gemäß Ausführungsbeispiel von Fig. 2 verwendbaren Zwischenelementes; und
- Fig. 6 den Zwischenelementkern des Zwi-

schenelementes von Fig. 5, wobei die Darstellungsweise wie in den Figuren 3, 4 und 5 einem Längsschnitt durch die Längsmittelachse des Zwischenelementes entspricht.

Wie Figur 1 zeigt, weist das Implantat bei dem wiedergegebenen Ausführungsbeispiel einen Grundkörper 10 aus Titan auf, der an seiner mit dem Körpergewebe in Kontakt kommenden Außenfläche mit Hydroxylapatit beschichtet ist. In seiner Funktion entspricht dieser Grundkörper demjenigen des enossalen Implantats nach der EP-A-0 216 031, auf die zur weiteren Erläuterung der Wirkungsweise z. B. der Durchbrechungen des Grundkörpers 10 verwiesen wird. In den Grundkörper 10 ist eine Distanzhülse 12, ebenfalls aus Titan bestehend, eingeschraubt. Die Distanzhülse 12 liegt mit einer Schulter 14 am oberen Rand des Grundkörpers 10 in der aus der Zeichnung ersichtlichen Weise an. Sie ist an ihrem dem Grundkörper 10 zugewandten unteren Ende geschlossen ausgebildet und weist eine an ihrem unteren, geschlossenen Ende mit einem Innengewinde versehene Innenbohrung auf. Durch eine Erweiterung 16 am oberen Ende der Distanzhülse 12 ist ein Zentrierbund gebildet. Die mit dem Körpergewebe in Kontakt kommende Umgangsfläche der Distanzhülse 12 ist wie der Grundkörper 10 mit körperfremdbefreundlichem Hydroxylapatit beschichtet. In die Erweiterung 16 der Distanzhülse 12 ist ein elastisches Zwischenelement 18 aus Polyoxymethylen eingesetzt, dessen Innenbohrung im unteren, der Distanzhülse 12 zugewandten Bereich einen Innendurchmesser hat, der im wesentlichen dem Außendurchmesser eines aus Titan bestehenden Implantatpfostens 20 entspricht, im oberen Bohrungsbereich jedoch im wesentlichen weiter ausgebildet ist als der Außendurchmesser des Implantatpfostens 20; letzterer weist im übrigen an seinem unteren, dem Grundkörper 10 zugewandten Ende ein Außengewinde auf, mittels dessen er in das entsprechende Innengewinde der Distanzhülse 12 einschraubbar ist. Das Zwischenelement 18 liegt am oberen Rand der Distanzhülse 12 mit einer Ringschulter 24 an. An einer der Ringschulter 24 gegenüberliegenden Anlageschulter 26 des Zwischenelementes liegt eine untere Anlagefläche eines Zahnersatzes 28 an, wobei der an seinem oberen Ende mit einer Kunststoffummantelung 30 versehene Implantatpfosten die Anlagefläche des Zahnersatzes 28 an die Anlageschulter 26 des elastischen Zwischenelementes 18 andrückt.

Wesentlich ist bei dem vorstehend beschriebenen Aufbau, daß der Implantatpfosten 20 die Innenbohrung des elastischen Zwischenelementes 18 in deren oberem Bereich 22 frei durchsetzt, also ohne Anliegen an der Innenwandung der Innenbohrung des Zwischenelementes 18, wobei je nach

Einschraubtiefe des Implantatpfostens 20 bzw. je nach höhenmäßiger Ausbildung, in Axialrichtung des Implantatpfostens 20 gesehen, des oberen Bereiches 22 des elastischen Zwischenelementes 18 derjenige Höhenbereich, in dem der Implantatpfosten 20 das Zwischenelement 18 "frei" durchsetzt, einstellbar ist. Je nachdem, wie hoch der obere Abschnitt 22 des Zwischenelementes 18 ist, in welchem der Implantatpfosten 20 nicht an der Innenwandung der Bohrung des Zwischenelementes 18 anliegt, ist die Steifigkeit des durch den Implantatpfosten 20 gebildeten "Schwingstabes" größer oder kleiner. Der Zahnersatz 28 ist gegenüber dem Implantatpfosten 20 - die Länge des Implantatpfostens 20 kann in Anpassung an die jeweilige "Einbauhöhe" verändert werden - vertikal federnd bzw. leicht verschieblich gelagert, wobei dies entweder durch Zwischenschaltung eines entsprechenden Kunststoffringes oder aber durch entsprechende Ausbildung der Kunststoffummantelung 30 gewährleistet werden kann. Die Kunststoffummantelung 30 verhindert in jedem Fall einen elektrisch leitenden Kontakt zwischen dem Zahnersatz 28 und dem Implantatpfosten 20, so daß insgesamt gewährleistet ist, daß der Zahnersatz 28 gegenüber dem Grundkörper 10 elektrisch isoliert ist; hierdurch können schädliche Kriechströme, die zu Korrosion etc. führen können, ausgeschlossen werden. Der Zahnersatz 28 ist darüber hinaus gegen den Grundkörper 10 in allen Richtungen elastisch federnd gelagert, wobei dies einmal durch die beschriebene Schwingstabwirkung des Implantatpfostens 20 gewährleistet wird, zum anderen durch die in Axialrichtung des Implantatpfostens 20 gegenüber vertikalen Kräften wirkende elastische Dämpfung, die das Zwischenelement 18 hervorruft. Die dabei durch das Zwischenelement 18 gewährleistete Elastizität bzw. Dämpfung läßt sich durch Anziehen des Implantatpfostens 20 mit unterschiedlichen Drehmomenten noch variieren.

Wie Figur 2 zeigt, weist das Implantat bei dem dort wiedergegebenen Ausführungsbeispiel einen Grundkörper 10 aus Titan auf, der an seiner mit dem Körpergewebe in Kontakt kommenden Außenfläche mit Hydroxylapatit beschichtet ist. In seiner Funktion entspricht dieser Grundkörper demjenigen des enossalen Implantats nach der EP-A-0 216 031, auf die zur weiteren Erläuterung des Grundkörpers 10 verwiesen wird. In den Grundkörper 10 ist eine Distanzhülse 12, ebenfalls aus Titan bestehend, eingeschraubt. Die Distanzhülse 12 liegt mit einer Schulter 14 am oberen Rand des Grundkörpers 10 in der aus der Zeichnung ersichtlichen Weise an. Sie weist an ihrem dem Grundkörper 10 zugewandten unteren, geschlossenen Ende eine mit einem Innengewinde versehene Innenbohrung auf. Durch eine Erweiterung 16 am oberen Ende der Distanzhülse 12 ist

ein Zentrierbund gebildet. Die mit dem Körperge-
webe in Kontakt kommende Umfangsfläche der
Distanzhülse 12 ist wie der Grundkörper 10 mit
körpergewebefreundlichem Hydroxylapatit be-
schichtet.

In die Erweiterung 16 der Distanzhülse 12 ist
ein elastisches Zwischenelement 18 eingesetzt,
welches aus einem steifen, harten Zwischenele-
mentkern 18a aus Titan und einer verhältnismäßig
weichelastischen Zwischenelementhülle 18b aus
Polyurethan besteht. Die Innenbohrung des Zwi-
schenelementkerns 18a hat im unteren, der Dist-
anzhülse 16 zugewandten Bereich einen Innen-
durchmesser, der im wesentlichen dem Außen-
durchmesser eines aus Titan bestehenden Im-
plantatpfostens 16 entspricht, im oberen Boh-
rungsbereich jedoch im wesentlichen weiter aus-
gebildet ist als der Außendurchmesser des Im-
plantatpfostens 20. Letzterer weist übrigens an
seinem unteren, dem Grundkörper 10 zugewandten
Ende ein Außengewinde auf, mittels dessen er in
das entsprechende Innengewinde der Distanzhülse
12 einschraubbar ist. Das Zwischenelement 18 liegt
am oberen Rand der Distanzhülse 12 mit einer
Ringschulter 24 an. An einer der Ringschulter 24
gegenüberliegenden Anlageschulter 26 des Zwi-
schenelementes liegt eine untere Anlagefläche ei-
nes Zahnersatzes 28 an, wobei der an seinem
oberen Ende mit einer Kunststoffummantelung 30
versehene Implantatpfosten die Anlagefläche des
Zahnersatzes 28 an die Anlageschulter 26 des
elastischen Zwischenelementes 18 andrückt.

Bezüglich der Funktionsweise der insoweit
beschriebenen Konstruktion, einschließlich der
Vorteile des in Figur 2 gezeigten Ausführungsbei-
spiels wird auf die Beschreibung des Ausführ-
ungsbeispiels von Figur 1 Bezug genommen,
soweit nicht der Aufbau des Zwischenelementes 18
aus Zwischenelementkern 18a und Zwischenele-
menthülle 18b betroffen ist. Bezüglich des Zwi-
schenelementes 18 läßt Fig. 1 erkennen, daß der
Zwischenelementkern 18a einen Ringbund 32 auf-
weist, der dazu dient, die vorzugsweise im Spritz-
gußverfahren hergestellte Zwischenelementhülle
18b fest an dem Zwischenelementkern 18a zu
halten.

Beim Ausführungsbeispiel nach Fig. 3 weist
das Zwischenelement 18 wiederum einen Zwi-
schenelementkern 18a aus Titan auf, dessen
Ringbund 32 hierbei so ausgebildet ist, daß eine
Hinterschneidung entsteht, die von der im Spritz-
gußverfahren angebrachten Polyurethanhülle 18b
hintergriffen wird. Genauer erkennt man den Auf-
bau des Zwischenelementkerns 18a mit seinem
Ringbund 32 und dessen Hinterschneidung in Fig.
4.

Das Ausführungsbeispiel des Zwischenele-
mentes gemäß Fig. 5 und 6 ist gegenüber demje-

nigen von Fig. 3 und 4 dadurch abgewandelt, daß
der Zwischenelementkern 18a in seinem in Rich-
tung der Längsmittelachse mittig gelegenen Zen-
tralbereich 34 einen kleineren Innendurchmesser
aufweist, der in diesem Bereich im wesentlichen
dem Außendurchmesser des Implantatpfostens 20
(Fig. 2) entspricht. Der Zentralbereich 34 ist dabei
von der oberen und unteren Stirnfläche, gemäß
Zeichnung, gleich weit entfernt, wodurch erzielt
wird, daß das Zwischenelement 18 in beiden
Richtungen ohne Änderung der Horizontalelastizi-
tätseigenschaften in das Implantat eingebaut wer-
den kann. Natürlich ist auch eine Ausführungsform
möglich, bei welcher der Zentralbereich 34 be-
züglich der Längsmitte des Zwischenelementes 18
unsymmetrisch angeordnet ist, wobei sich dann je
nach Einbaurichtung des Zwischenelementes 18
unterschiedliche Horizontalelastizitätseigenschaften
ergeben.

Durch den beschriebenen Aufbau des Zwi-
schenelementes 18, nämlich unterteilt in zwei
Komponenten, den harten Zwischenelementkern
18a und die weichelastische Zwischenelementhülle
18b, wird erzielt, daß bei Vertikalbeanspruchung im
Bereich der Ringschulter 24 und der Anlageschul-
ter 26 verhältnismäßig weichelastisches Kunst-
stoffmaterial zur Verfügung steht, wodurch eine
befriedigende Vertikalverformung gewährleistet ist,
während gleichzeitig das harte Material des Zwi-
schenelementkerns 18a eine unerwünscht starke
seitliche Auslenkung bei Querbeanspruchung durch
Biegen des Implantatpfostens verhindert.

Patentansprüche

1. Enossales Implantat mit einem Befestigungs-
kopf und einen mit einem Grundkörper (10)
verschraubbaren Implantatpfosten (20) aus
Metall aufweisenden Befestigungseinrichtun-
gen für einen festsitzenden, bedingt abnehm-
baren Zahnersatz (28), mit einer mit einem
Zentrierbund (16, 24) versehenen, in das offe-
ne Ende des Grundkörpers einsetzbaren und
mit einer Schulter (14) an den oberen Rand
des Grundkörpers (10) anlegbaren Distanz-
hülse (12) und einem den Implantatpfosten
(20) bereichsweise konzentrisch umgebenden
Zwischenelement (18) mit elastischem Mate-
rial, wie Kunststoff, dadurch gekennzeichnet,
daß die Distanzhülse (12) aus Metall besteht
und an ihrem dem Befestigungskopf für den
Zahnersatz (28) abgewandten Ende geschlos-
sen und in den Grundkörper (10) einschraub-
bar ausgebildet ist; daß das Zwischenelement
(18) in eine Erweiterung (16) am offenen Ende
der Distanzhülse (12) einsetzbar und mit einer
Ringschulter (24) zur Anlage an den oberen
Rand der Distanzhülse versehen ist; daß das

Zwischenelement (18) eine Innenbohrung aufweist, deren Durchmesser in einem dem Befestigungskopf für den Zahnersatz (28) zugewandten und der Distanzhülse (12) fernliegenden Bereich (22) größer ist als der Außendurchmesser des Implantatpfostens (20); und daß der Implantatpfosten (20) unter Andrücken einer dem Zwischenelement (18) zugewandten Anlagefläche des Zahnersatzes (28) an eine der Distanzhülse (12) abgewandte Anlageschulter (26) des Zwischenelementes (18) in die Distanzhülse einschraubbar ist.

2. Implantat nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Einschraubtiefe des Implantatpfostens (20) in die Distanzhülse (12) einstellbar ist.
3. Implantat nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Implantatpfosten (20) in seinem mit dem Zahnersatz (28) in Kontakt stehenden Bereich eine Kunststoffummantelung (30) oder dergleichen aufweist.
4. Implantat nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Zahnersatz (28) relativ zum Implantatpfosten (20) in dessen Axialrichtung elastisch und/oder leicht verschieblich gelagert ist.
5. Implantat nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß zwischen dem Zahnersatz (28) und dem Implantatpfosten (20) ein Kunststoffring oder dergleichen angeordnet ist.
6. Implantat nach Anspruch 4 und Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die elastische Lagerung des Zahnersatzes (28) gegenüber dem Implantatpfosten (20) durch entsprechende Ausbildung der Kunststoffummantelung (30) des Kopfes des Implantatpfostens (20) gewährleistet ist.
7. Implantat nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die das Zwischenelement (18) bündig aufnehmende Erweiterung (16) der Distanzhülse (12) sich in Richtung auf das offene Ende konisch erweitert ausgebildet ist.
8. Implantat nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Implantatpfosten (20) mit einstellbarem Drehmoment in die Distanzhülse (12) einschraubbar ist.
9. Implantat nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der

Grundkörper (10) und/oder der freiliegende Umfangsbereich der Distanzhülse (12) mit Hydroxylapatit oder dergleichen beschichtet ist/sind.

10. Implantat nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Implantatpfosten (20) im Bereich seines Außengewindes am unteren Ende mit Klebstoff beschichtbar ist.
11. Implantat nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Zwischenelement (18) vollständig aus elastischem Material, wie Kunststoff, besteht; und daß die Innenbohrung des Zwischenelementes (18) abgestufte Weite aufweist, wobei ihr Durchmesser in einem der Distanzhülse (12) zugewandten Bereich dem Außendurchmesser des Implantatpfostens (20) im wesentlichen entspricht und hieran in Richtung auf den Befestigungskopf für den Zahnersatz (28) der Bereich (22) mit größerem Durchmesser als der Außendurchmesser des Implantatpfostens (20) anschließt.
12. Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß das Zwischenelement (18) einen den Implantatpfosten (20) umgebenden Zwischenelementkern (18a) aus verhältnismäßig steifem Material und eine den Bereich der Ringschulter (24) und/oder der Anlageschulter (26) umfassende Zwischenelementhülle (18b) aus relativ weichem, elastischem Material aufweist.
13. Implantat nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß der Zwischenelementkern (18) aus Hartkunststoff, wie Polyoxymethylen oder dergleichen, besteht.
14. Implantat nach Anspruch, dadurch gekennzeichnet, daß der Zwischenelementkern (18a) aus Metall besteht.
15. Implantat nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß der Zwischenelementkern (18a) aus Titan besteht.
16. Implantat nach einem der Ansprüche 12 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß die Zwischenelementhülle (18b) aus Weichkunststoff, wie Polyurethan oder dergleichen, besteht.
17. Implantat nach einem der Ansprüche 12 bis 16, dadurch gekennzeichnet, daß der Zwischenelementkern (18a) hülsenartig ausgebildet ist und im Bereich der Ringschulter (24)

und der Anlageschulter (26) einen Ringbund (32) aufweist.

18. Implantat nach einem der Ansprüche 12 bis 17, dadurch gekennzeichnet, daß die Zwischenelementhülle (18b) mit dem Zwischenelementkern (18a) formschlüssig verbunden ist.

19. Implantat nach Anspruch 17 und 18, dadurch gekennzeichnet, daß der Ringbund (32) eine Hinterschneidung aufweist.

20. Implantat nach einem der Ansprüche 16 bis 19, dadurch gekennzeichnet, daß die Zwischenelementhülle (18b) im Spritzgußverfahren an den Zwischenelementkern (18a) angeformt ist.

21. Implantat nach einem der Ansprüche 12 bis 20 mit abgestufter Weite der Innenbohrung, dadurch gekennzeichnet, daß die Innenbohrung des Zwischenelementkerns (18a) im Bereich der Ringschulter (24) und der Anlageschulter (26) einen Zentralbereich (34) aufweist, in dem der Innendurchmesser der Innenbohrung dem Außendurchmesser des Implantatpfostens (20) im wesentlichen entspricht.

22. Implantat nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, daß der Zentralbereich (34) kleineren Innendurchmessers der Innenbohrung des Zwischenelementkerns (18a) von den Stirnflächen des Zwischenelements (18) gleichen Abstand hat.

23. Implantat nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, daß der Zentralbereich (34) kleineren Innendurchmessers der Innenbohrung des Zwischenelementkerns (18a) von den Stirnflächen des Zwischenelements (18) verschiedenen Abstand hat.

Claims

1. An endosseous implant comprising securing devices in the form of a head and a metal shank (20) screwable to a base member (10) for securing a stationary dental prosthesis (28) which is removable under certain conditions, and also comprising a spacer sleeve (12) provided with a centring collar (16, 24) and insertable into the open end of the base member and with a shoulder (14) for abutting the top edge of the base member (10), and also comprising an intermediate element (18) of resilient material such as plastics and concentrically surrounding parts of the shank

(20), characterised in that the spacer sleeve (12) is made of metal and is closed at its end remote from the head for securing the dental prosthesis (28) and is screwable into the base member (10); the intermediate element (18) is insertable into a widened portion (16) at the open end of the spacer sleeve (12) and has an annular shoulder (24) for abutting the top edge of the spacer sleeve; the intermediate element (18) has an inner bore the diameter of which, in a region facing the head for securing the dental prosthesis (28) and remote from the spacer sleeve (12), is greater than the outer diameter of the shank (20); and the shank (20) is screwable into the spacer sleeve, when it presses an abutment surface of the dental prosthesis (28) facing the intermediate element (18) against an abutment shoulder (26) of the intermediate element (18) remote from the spacer sleeve (12).

2. An implant according to claim 1, characterised in that the depth to which the shank (20) is screwable into the spacer sleeve (12) is adjustable.

3. An implant according to claim 1 or 2, characterised in that the region of the shank (20) in contact with the dental prosthesis (28) comprises a plastics covering (30) or the like.

4. An implant according to any of the preceding claims, characterised in that the dental prosthesis (28) is mounted so as to be resilient and/or slightly movable relative to the shank (20) in the axial direction thereof.

5. An implant according to claim 4, characterised in that a plastics ring or the like is disposed between the dental prosthesis (28) and the shank (20).

6. An implant according to claim 4 and claim 2, characterised in that the resilient mounting of the dental prosthesis (28) relative to the shank (20) is obtained by suitably shaping the plastics covering (30) round the head of the shank (20).

7. An implant according to any of the preceding claims, characterised in that the wide part (16) of the spacer sleeve (12), which tightly receives the intermediate element (18), widens conically towards the open end.

8. An implant according to any of the preceding claims, characterised in that the shank (20) is screwable with adjustable torque into the

spacer sleeve (12).

9. An implant according to any of the preceding claims, characterised in that the base member (10) and/or the exposed peripheral region of the spacer sleeve (12) is/are coated with hydroxyl apatite or the like. 5
10. An implant according to any of the preceding claims, characterised in that the outer thread of the shank (20) can be coated at the lower region with adhesive. 10
11. An implant according to any of the preceding claims, characterised in that the intermediate element (18) is made completely of resilient material such as plastics, and the inner bore of the intermediate element (18) has a stepped width, its diameter, in a region facing the spacer sleeve (12), being substantially equal to the outer diameter of the shank (20), and an adjacent region (22) in the direction of the head securing the dental prosthesis (28) has a diameter greater than the outer diameter of the shank (20). 15 20 25
12. An implant according to any of claims 1 to 10, characterised in that the intermediate element (18) comprises a core (18a) of relatively rigid material surrounding the shank (20) and a shell (18b) of relatively soft resilient material surrounding the region of the annular shoulder (24) and/or the abutment shoulder (26). 30
13. An implant according to claim 12, characterised in that the core (18) is made of hard plastics such as polyoxymethylene or the like. 35
14. An implant according to claim ..., characterised in that the core (18a) is made of metal. 40
15. An implant according to Claim 14, characterised in that the core (18a) is made of titanium. 45
16. An implant according to any of claims 12 to 15, characterised in that the shell (18b) is made of soft plastics such as polyurethane or the like. 50
17. An implant according to any of claims 12 to 16, characterised in that the core (18a) is in the form of a sleeve and has an annular collar (32) in the region of the annular shoulder (24) and the abutment shoulder (26). 55
18. An implant according to any of claims 12 to 17, characterised in that the shell (18b) is

positively connected to the core (18a).

19. An implant according to claims 17 and 18, characterised in that the annular collar (32) has an undercut.
20. An implant according to any of claims 16 to 19, characterised in that the shell (18b) is integrally formed on the core (18a) by injection moulding.
21. An implant according to any one of claims 12 to 20 formed with an inner bore having a stepped width, characterised in that the inner bore of the core (18a), in the region of the annular shoulder (24) and the abutment shoulder (26), has a central region (34) in which the inner diameter of the inner bore is substantially equal to the outer diameter of the shank (20).
22. An implant according to claim 21, characterised in that the smaller inner-diameter central region (34) of the inner bore of the core (18a) is at the same distance from the end faces of the intermediate element (18).
23. An implant according to claim 21, characterised in that the smaller inner-diameter central region (34) of the inner bore of the core (18a) is at different distances from the end faces of the intermediate element (18).

Revendications

1. Implant intra-osseux constitué de dispositifs de fixation d'une prothèse dentaire (28) mon-tée à demeure et pouvant être enlevée dans certaines conditions, lesdits dispositifs de fixation comportant une tête de fixation et une tige d'implant (20) en métal pouvant être vis-sée avec un corps de base (10), d'une douille d'écartement (12) qui est munie d'une colle-rette de centrage (16, 24), qui est logée dans l'extrémité ouverte du corps de base et dont un épaulement (14) est appliqué contre le bord supérieur du corps de base (10), et d'un élé-ment intermédiaire (18) en matériau élastique, tel que de la matière plastique, qui entoure partiellement la tige d'implant (20) de manière concentrique, caractérisé en ce que la douille d'écartement (12) est en métal, est fermée à son extrémité opposée à la tête de fixation de la prothèse dentaire (28) et se visse dans le corps de base (10) ; en ce que l'élément intermédiaire (18) est logé dans un élargisse-ment (16) ménagé à l'extrémité ouverte de la douille d'écartement (12) et est muni d'un

- épaulement annulaire (24) destiné à être appliqué contre le bord supérieur de la douille d'écartement ; en ce que l'élément intermédiaire (18) comporte un perçage intérieur dont le diamètre est supérieur, dans la zone (22) tournée vers la tête de fixation de la prothèse dentaire (28) et éloignée de la douille d'écartement (12), au diamètre extérieur de la tige d'implant (20) ; et en ce que la tige d'implant (20) est vissée dans la douille d'écartement en appliquant une surface d'appui de la prothèse dentaire (28), ladite surface d'appui étant tournée vers l'élément intermédiaire (18), contre un épaulement d'appui (26) de l'élément intermédiaire (18), ledit épaulement d'appui (26) étant opposé à la douille d'écartement (12).
2. Implant selon la revendication 1, caractérisé en ce que la profondeur de vissage de la tige d'implant (20) dans la douille d'écartement (12) est réglable.
 3. Implant selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que la tige d'implant (20) comporte, dans sa zone en contact avec la prothèse dentaire (28), une gaine en matière plastique (30) ou analogue.
 4. Implant selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que la prothèse dentaire (28) est montée de façon élastique et/ou légèrement mobile par rapport à la tige d'implant (20), dans la direction axiale de cette dernière.
 5. Implant selon la revendication 4, caractérisé en ce que, entre la prothèse dentaire (28) et la tige d'implant (20), est monté un anneau en matière plastique ou analogue.
 6. Implant selon la revendication 4 et la revendication 2, caractérisé en ce que le montage élastique de la prothèse dentaire (28) par rapport à la tige d'implant (20) est garanti par une configuration correspondante de la gaine en matière plastique (30) de la tête de la tige d'implant (20).
 7. Implant selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que l'élargissement (16) de la douille d'écartement (12) qui reçoit l'élément intermédiaire (18) de manière jointive s'élargit sous forme conique en direction de l'extrémité ouverte.
 8. Implant selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que la tige d'implant (20) peut être vissée dans la douille d'écartement (12) avec un couple réglable.
 9. Implant selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que le corps de base (10) et/ou la zone périphérique apparente de la douille d'écartement (12) sont revêtus d'hydroxylapatite ou analogue.
 10. Implant selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que la tige d'implant (20) peut être enduite d'adhésif à son extrémité inférieure.
 11. Implant selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que l'élément intermédiaire (18) est entièrement réalisé dans un matériau élastique, tel qu'une matière plastique, et en ce que le perçage intérieur de l'élément intermédiaire (18) présente une largeur étagée, son diamètre dans la zone tournée vers la douille d'écartement (12) correspondant sensiblement au diamètre extérieur de la tige d'implant (20) et étant prolongé, en direction de la tête de fixation de la prothèse dentaire (28), par une zone (22) possédant un diamètre supérieur au diamètre extérieur de la tige d'implant (20).
 12. Implant selon l'une des revendications 1 à 10, caractérisé en ce que l'élément intermédiaire (18) comporte une âme (18a) en matériau relativement rigide, qui entoure la tige d'implant (20), et un manchon (18b) en matériau élastique relativement souple et élastique qui englobe la zone de l'épaulement annulaire (24) et/ou de l'épaulement d'appui (26).
 13. Implant selon la revendication 12, caractérisé en ce que l'âme (18) de l'élément intermédiaire est réalisée en matière plastique dure, comme le polyoxyméthylène ou analogue.
 14. Implant selon la revendication 13, caractérisé en ce que l'âme (18a) de l'élément intermédiaire est réalisée en métal.
 15. Implant selon la revendication 14, caractérisé en ce que l'âme (18a) de l'élément intermédiaire est réalisée en titane.
 16. Implant selon l'une des revendications 12 à 15, caractérisé en ce que le manchon (18b) de l'élément intermédiaire est réalisé en matière plastique souple, comme le polyuréthane ou analogue.

17. Implant selon l'une des revendications 12 à 16, caractérisé en ce que l'âme (18a) de l'élément intermédiaire est conçue sous la forme d'une douille et comporte un collet annulaire (32) dans la zone de l'épaulement annulaire (24) et de l'épaulement d'appui (26). 5
18. Implant selon l'une des revendications 12 à 17, caractérisé en ce que le manchon (18b) de l'élément intermédiaire est solidarisé par sa forme à l'âme (18a) de l'élément intermédiaire. 10
19. Implant selon la revendication 17 et 18, caractérisé en ce que le collet annulaire (32) comporte un décrochement. 15
20. Implant selon l'une des revendications 16 à 19, caractérisé en ce que le manchon (18b) de l'élément intermédiaire est moulé sur l'âme (18a) de l'élément intermédiaire par un procédé de moulage par injection. 20
21. Implant selon l'une des revendications 12 à 20, possédant un perçage intérieur avec une largeur étagée, caractérisé en ce que le perçage intérieur de l'âme (18a) de l'élément intermédiaire comporte, dans la zone de l'épaulement annulaire (24) et de l'épaulement d'appui (26), une zone centrale (34) où le diamètre intérieur du perçage intérieur correspond sensiblement au diamètre extérieur de la tige d'implant (20). 25
30
22. Implant selon la revendication 21, caractérisé en ce que la zone centrale (34) de plus petit diamètre du perçage intérieur de l'âme (18a) de l'élément intermédiaire est équidistante des faces frontales de l'élément intermédiaire (18). 35
40
23. Implant selon la revendication 21, caractérisé en ce que la zone centrale (34) de plus petit diamètre du perçage intérieur de l'âme (18a) de l'élément intermédiaire n'est pas équidistante des faces frontales de l'élément intermédiaire (18). 45

50

55

Fig.1

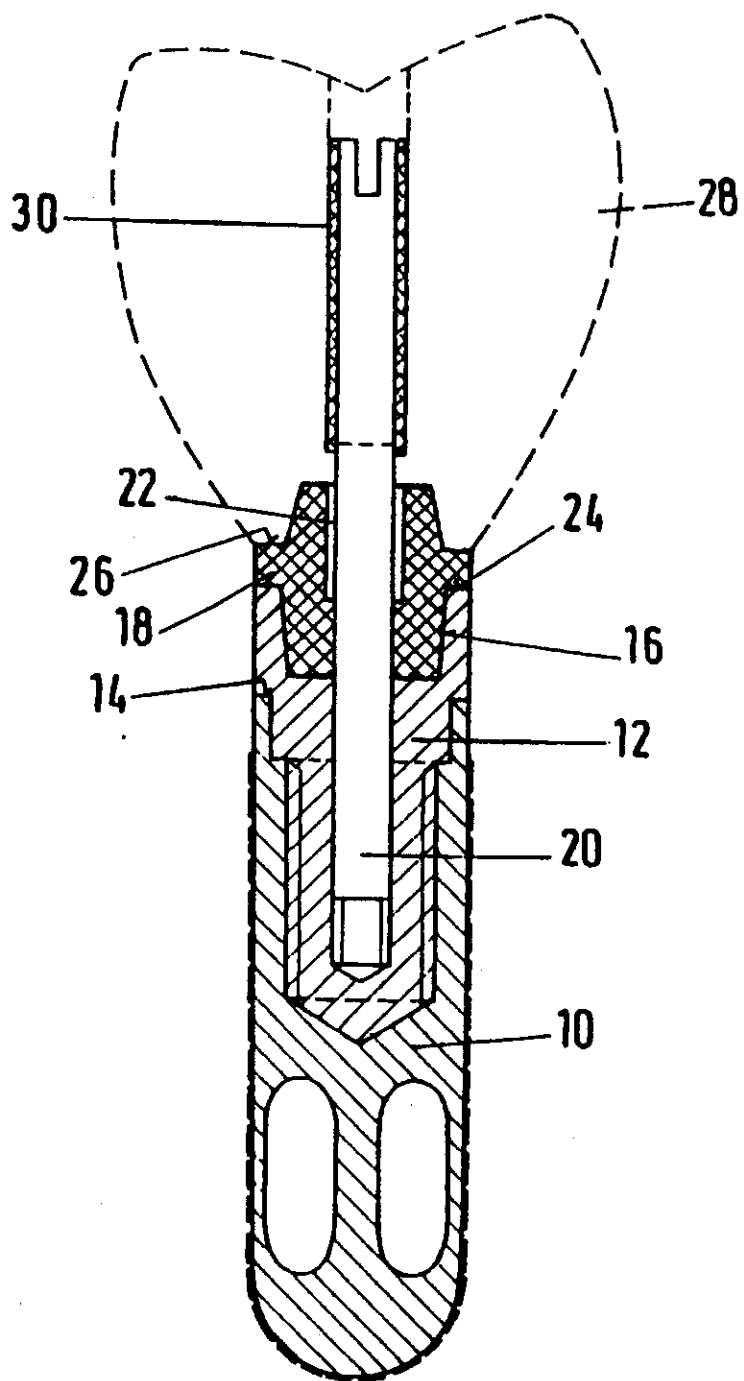


Fig.2

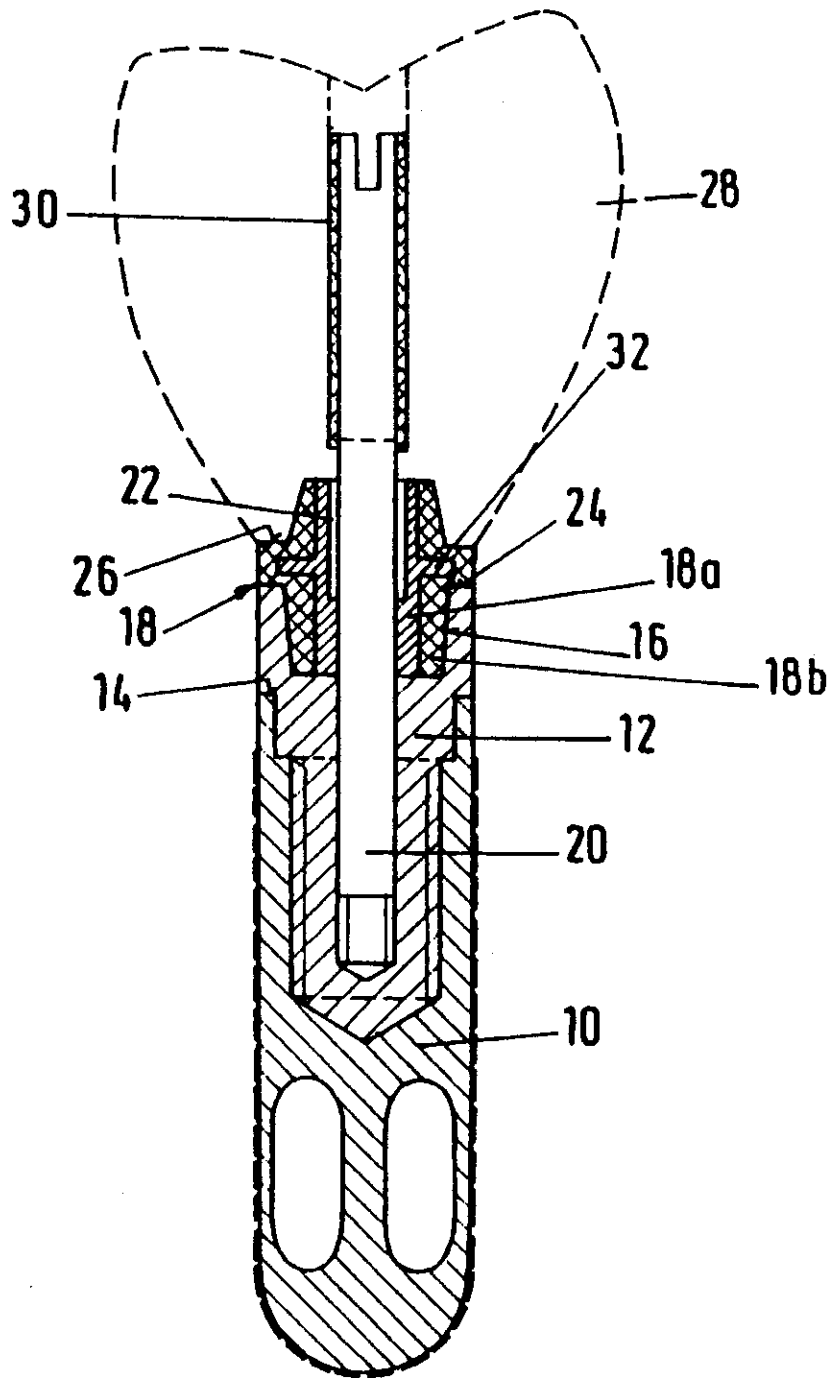


Fig.3

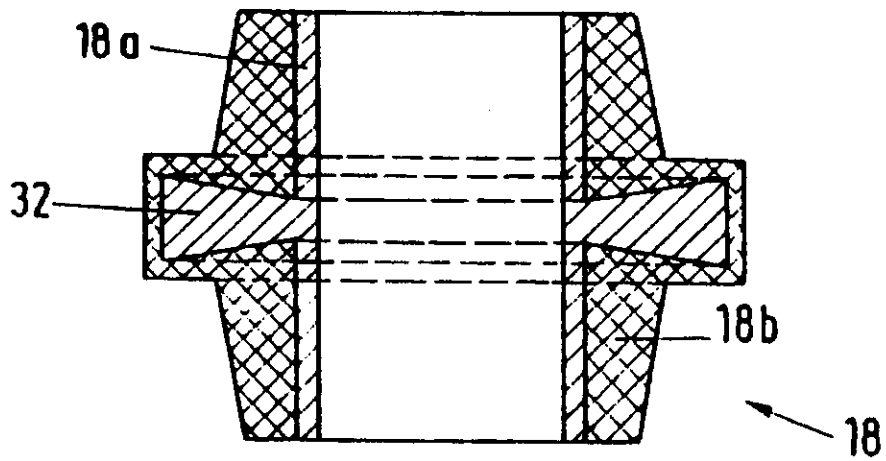


Fig.4

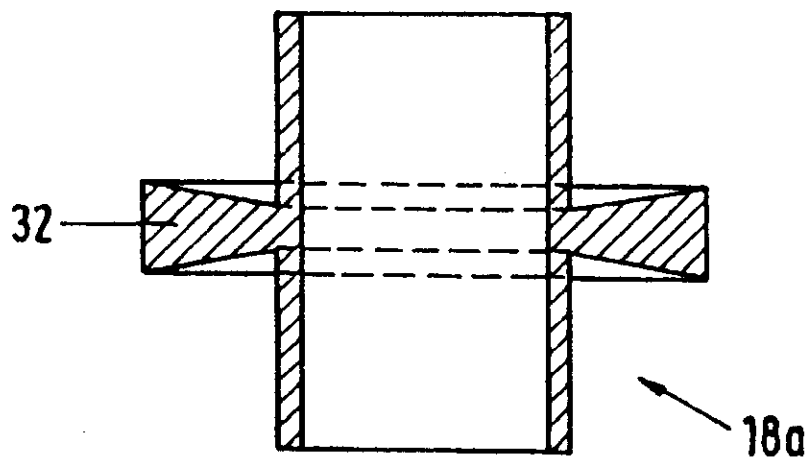


Fig.5

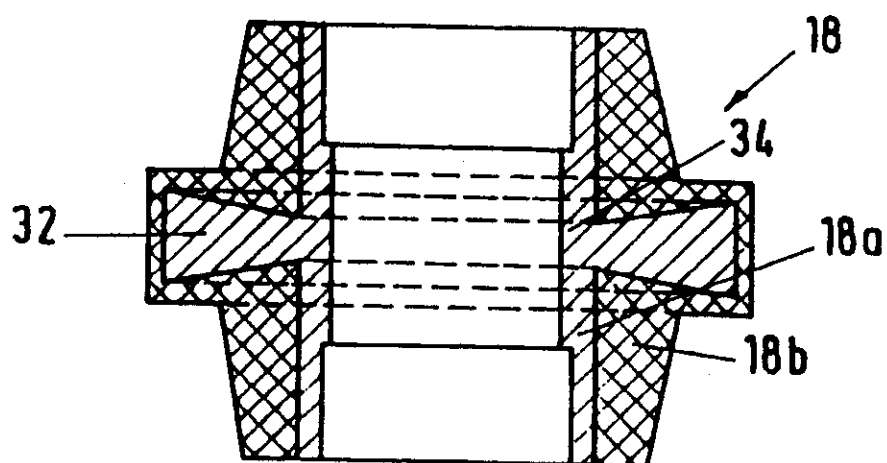
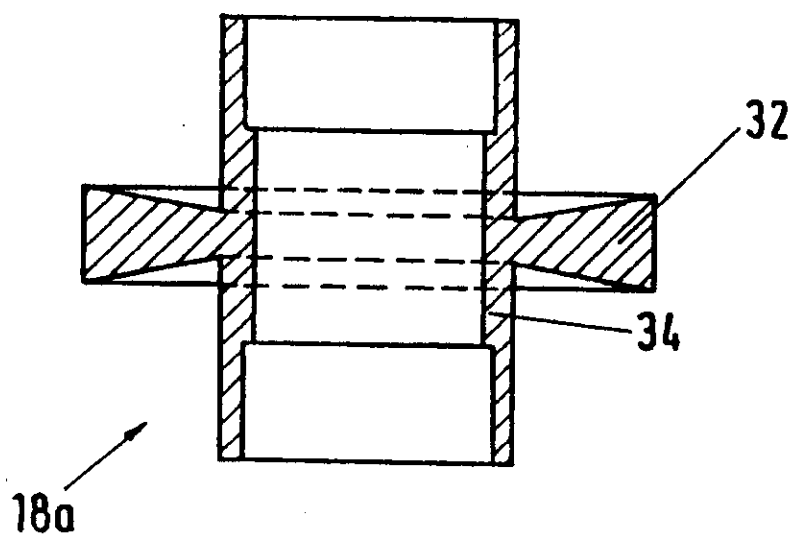


Fig.6



For official use

Reference U08092GB

235

The FILING OF TRANSLATION OF
Patent EUROPEAN PATENT (UK) UNDER
Office SECTION 77(6)(a)
----- Form 54/77 Patents Act 1977

1 European Patent number

0370590

2 Proprietor's details

Name IMZ-Fertigungs-u. Vertriebs- ges. f. dentale

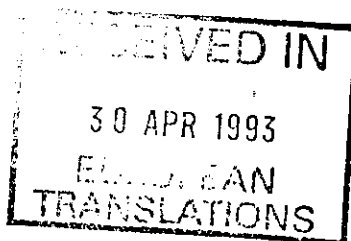
Address Talstrasse 23,
W-7024 Filderstadt,
Germany

Postcode

ADP number

3 European Patent Bulletin date

Date
26 MAY 93



Handwritten signature

4 Agent's details

FORRESTER KETLEY & CO.

5 Address for service

Name Forrester Ketley & Co.

Address Forrester House
52 Bounds Green Road
LONDON

Postcode N11 2EY

ADP number 00000133001

Signature

Forrester Ketley & Co.
.....
Forrester Ketley & Co. (Agents)

Date 26 APR 93

Reminder

Have you attached

☒ one duplicate copy of this form?

☒ two copies of the translation including any drawings
(verified to the satisfaction of the Comptroller)?

☐ any continuation sheets (if appropriate)?

I, Francis Willoughby John HUMPHRIES, M.A. Translator, of
Forrester, Ketley & Co., Forrester House, 52 Bounds Green Road,
London, N11 2EY, do hereby certify that I am well acquainted with
the English and German languages and that to the best of my
knowledge and belief the attached is a true translation into the
English language of European patent 0 370 590.

Signature:.....*FWJ Humphries*.....

Francis Willoughby John Humphries

26/4/93

The invention relates to an endosseous implant comprising securing devices in the form of a head and a metal shank screwable to a base member for securing a stationary dental prosthesis which is removable under certain conditions, and also comprising a spacer sleeve provided with a centring collar and insertable into the open end of the base member and with a shoulder for abutting the top edge of the base member, and also comprising an intermediate element of resilient material such as plastics and concentrically surrounding parts of the shank.

EP-A-0 216 931 discloses an endosseous implant of this kind, in which the spacer sleeve has an upwardly and downwardly open bore and is made e.g. of plastics. The intermediate element is directly inserted into the base member and, optionally in co-operation with the spacer sleeve, which is made of resilient material, cushions the securing head or the dental prosthesis relative to the base member in all directions, i.e. both against vertical and against lateral loads. The intermediate element also provides electric insulation between the dental prosthesis and the base member, thus preventing harmful leakage currents, which may lead to corrosion and irritation of the body tissue.

The known implant has given good results on the whole, but it has been found that the intermediate element, which not only has a bearing and shock-absorbing function but also secures the shank, has a tendency to fatigue fractures particularly under tension. It has also been found that the amount of shock-absorption should if possible be adjustable, to ensure greater flexibility over a wide range of applications.

The aim of the invention is to improve the endosseous implant according to the preamble so as to eliminate or drastically reduce the risk of fatigue fractures under tension and also enable the shock-absorption to be adjustable and to increase the accuracy with which the dental prosthesis is fitted.

To this end according to the invention, in a further development of the implant in the preamble, the spacer sleeve is made of metal and is closed at its end remote from the head for securing the dental prosthesis and is screwable into the base member; the intermediate element is insertable into a widened portion at the open end of the spacer sleeve and has an annular shoulder for abutting the top edge of the spacer

sleeve; the intermediate element has an inner bore the diameter of which, in a region facing the head for securing the dental prosthesis and remote from the spacer sleeve, is greater than the outer diameter of the shank; and the shank is screwable into the spacer sleeve, when it presses an abutment surface of the dental prosthesis facing the intermediate element against an abutment shoulder of the intermediate element remote from the spacer sleeve.

Optionally, the depth to which the shank is screwable into the spacer sleeve is adjustable.

According to another proposed feature of the invention, the region of the shank in contact with the dental prosthesis comprises a plastics covering or the like.

In another embodiment of the invention, the dental prosthesis is mounted so as to be resilient and/or slightly movable relative to the shank in the axial direction thereof.

Optionally, a plastics ring or the like is disposed between the dental prosthesis and the shank.

Alternatively, the resilient mounting of the dental prosthesis relative to the shank is obtained by suitably shaping the plastics covering round the head of the shank.

According to another feature, the wide part of the spacer sleeve, which tightly receives the intermediate element, widens conically towards the open end.

Optionally also, the shank is screwable with adjustable torque into the spacer sleeve.

Another embodiment of the invention is characterised in that the base member and/or the exposed peripheral region of the spacer sleeve is/are coated with hydroxyl apatite or the like.

Optionally also according to the invention, the outer thread of the shank can be coated at the lower region with adhesive.

As also proposed by the invention, the intermediate element is made completely of resilient material such as plastics, and the inner bore of the intermediate element has a stepped width, its diameter, in a region

facing the spacer sleeve, being substantially equal to the outer diameter of the shank, and an adjacent region in the direction of the head securing the dental prosthesis has a diameter greater than the outer diameter of the shank.

As previously described, the invention is based on the surprising discovery that the initially-posed problem can be solved in a very elegant, satisfactory manner if the intermediate element, which in the prior art is an inner sleeve, is not used both for securing the shank and also as an electrically and mechanically insulating or shock-absorbing element, but if the shock-absorption or damping effect is separated from the securing function. The shank, made of metal, co-operates with the spacer sleeve, likewise made of metal, to secure the dental prosthesis accurately and reliably in the base member. The shock-absorption, on the other hand, is provided by the intermediate element which concentrically surrounds the shank, shock being absorbed in the vertical direction via the elastic volume of the intermediate element, which can be altered by varying the torque with which the shank is tightened, whereas lateral shock absorption is provided by the material of the intermediate element in conjunction with the shank, which operates like a vibrating rod and is disposed in an inner bore of the intermediate element, the bore being suitably widened at places. In this manner, when the dental prosthesis pivots in the shank, compressive and tensile forces and also torques are exerted on the intermediate element. The invention eliminates the risk of fatigue fractures under tension, to which previous implants have been subject.

The intermediate element can be made of polyoxymethylene as in the prior art. Optionally the rigidity of the arrangement can also be influenced by suitable choice of the material of the shank. The shank can also optionally be coated with adhesive at the bottom end of the screwed region, so that in addition to screwing into the base member there is an adhesive connection which prevents loosening but which of course can be broken by vigorous untwisting. Of course, the shank can be held in the intermediate element at various levels, and the rigidity can be influenced either thereby or by altering the diameter of the shank.

It has been found that in the previously-described embodiment of the implant according to the invention, in which the intermediate element is made entirely e.g. of plastics and has a stepped inner bore, the diameter of which in a region facing the spacer sleeve is substantially equal to the outer diameter of the shank, whereas an upper region adjacent thereto in the direction towards the head for securing the dental prosthesis has a diameter greater than the outer diameter of the shank, satisfactory vertical elasticity has not hitherto been satisfactorily ensured simultaneously with satisfactory horizontal elasticity.

This is because, to obtain adequate vertical elasticity, the one-piece intermediate element has to be made of a relatively soft plastics, in which case the lateral elasticity will easily become excessive, because a pivoting motion of the shank, similar to a vibrating rod, is not counteracted by sufficient resistance by the intermediate element. More particularly, in the previously-described embodiment of the implant according to the invention, the lateral deflection of the shank, operating like a vibrating rod, is not limited as reliably as is desirable, when the shank during lateral deflection abuts the wall of the inner bore of the intermediate element, if the intermediate element is also made of relatively soft plastics.

In order in simple manner to obtain satisfactory vertical elasticity simultaneously with satisfactory lateral elasticity with reliable lateral deflection of the shank, according to another proposed feature of the invention, the intermediate element comprises a core of relatively rigid material surrounding the shank and a shell of relatively soft resilient material surrounding the region of the annular shoulder and/or the abutment shoulder.

Optionally, the core is made of hard plastics such as polyoxymethylene or the like.

According to another optional feature of the invention, the core is made of metal.

The invention can also be characterised in that the core is made of titanium.

Optionally also according to the invention, the shell is made of soft plastics such as polyurethane or the like.

Another embodiment of the invention is characterised in that the core is in the form of a sleeve and has an annular collar in the region of the annular shoulder and the abutment shoulder.

Optionally the shell is positively connected to the core.

In another embodiment of the invention, the annular collar has an undercut.

Optionally also according to the invention, the shell is integrally formed on the core by injection moulding.

According to another feature of the invention, the inner bore of the core, in the region of the annular shoulder and the abutment shoulder, has a central region in which the inner diameter of the inner bore is substantially equal to the outer diameter of the shank.

Optionally, the smaller inner-diameter central region of the inner bore of the core is at the same distance from the end faces of the intermediate element.

As an alternative according to the invention, optionally the smaller inner-diameter central region of the inner bore of the core is at different distances from the end faces of the intermediate element.

In the previously-described embodiments, the intermediate element is made up of two different components, i.e. a core of rigid hard material, preferably titanium, and a shell surrounding at least parts of the hard core and made of soft resilient plastics. As a result, the lateral deflection of the shank can reliably be limited by the core, so that excessive lateral deflection is prevented, and also satisfactory vertical elasticity is assured in that a compressible soft resilient plastics such as polyurethane in the region of the annular shoulder and the abutment shoulder is available for absorbing vertical compressive stress. In further pursuance of the inventive idea, i.e. of separating the function of the shank-securing part from the function of the electrically and mechanically insulating or shock-absorbing element instead of combining them as in the

prior art, in the case of the last-mentioned embodiments the invention proposes that the two shock-absorbing or damping functions of the intermediate element, i.e. the vertical elasticity on the one hand and the transverse elasticity on the other hand, should again be separated, i.e. by the two-component structure of the intermediate element consisting of a hard core and soft shell.

In the last-described embodiments of the implant according to the invention also, parts of the inner bore of the intermediate element can be reduced in diameter so that the inner diameter is substantially equal to the outer diameter of the shank, although this is not absolutely necessary for operation of the intermediate element according to the invention. If the inner bore of the intermediate element or the core thereof, along its entire length, has a diameter greater than the outer diameter of the shank, the shank can bend to a limited extent inside the inner bore of the core, whereas the transverse deflection is limited when the shank, operating like a vibrating rod, abuts the top edge of the inner bore. According to the invention also, as explained, a central region of the inner bore can optionally correspond to the outer diameter of the shank, in which case, if the central region is symmetrically in the longitudinal centre, the intermediate element will be completely symmetrical and can be installed in either direction, whereas if the central region is asymmetrical with respect to the longitudinal centre of the intermediate element, the intermediate element can be given different lateral elasticity and damping properties depending on the direction in which it is inserted.

Other features and advantages of the invention will be clear from the following description, in which embodiments are explained in detail with reference to the diagrams, in which:

Fig. 1 shows a first embodiment of an endosseous implant according to the invention, in longitudinal section through the longitudinal central axis of the shank;

Fig. 2 shows another embodiment of the endosseous implant;

Fig. 3 shows an embodiment of an intermediate element varying from the implant in Fig. 2;

Fig. 4 shows the core of the intermediate element in Fig. 3;

Fig. 5 shows a variant embodiment of an intermediate element of use in the implant in the embodiment in Fig. 2, and

Fig. 6 shows the core of the intermediate element in Fig. 5, corresponding to a longitudinal section through the longitudinal central axis of the intermediate element as in Figs. 3, 4 and 5.

As Fig. 1 shows, in the embodiment shown the implant has a base member 10 of titanium coated with hydroxyl apatite on the part of its outer surface in contact with body tissue. The function of the base member corresponds to that of the endosseous implant in EP-A-0 216 031, which should be referred to for further explanation of operation, e.g. of the apertures in the base member 10. A spacer sleeve 12, likewise of titanium, is screwed into the base member 10. A shoulder 14 of the spacer sleeve 12 abuts the top edge of the base member 10 as shown in the drawing. The bottom end of the sleeve facing the base member 10 is closed and, at its bottom, closed end, has an internally threaded inner bore. A centring collar is formed by a wide portion 16 at the top end of the spacer sleeve 12. The peripheral surface of the spacer sleeve 12 coming into contact with body tissue is coated, like the base member 10, with hydroxyl apatite, which is compatible with body tissue. A resilient intermediate element 18 made of polyoxymethylene is inserted into the wide part 16 of the spacer sleeve 12, and in the lower region facing the sleeve 12, the inner bore of element 18 has an inner diameter substantially equal to the outer diameter of titanium shank 20, whereas the upper region of the bore is made considerably wider than the outer diameter of shank 20. The bottom end of the shank facing the base member 10 has an outer thread, by means of which it can be screwed into the corresponding inner thread of the spacer sleeve 12. The intermediate element 18 has an annular shoulder 24 abutting the top edge of the spacer sleeve 12. A bottom abutment surface of a dental prosthesis 28 abuts an abutment shoulder 26 of the intermediate element facing the annular shoulder 24, and the shank, which has a plastics covering 30 at its top end, presses the abutment surface of the dental prosthesis 28 against the abutment shoulder 26 of the resilient intermediate element 18.

An important feature of the previously-described structure is that the shank 20 extends freely through the top region 22 of the inner bore of the resilient intermediate element 18, i.e. without abutting the inner wall of the inner bore. The vertical region in which the shank 20 "freely" extends through the intermediate element 18 can be adjusted via the depth to which the shank 20 is screwed in or via the vertical construction, considered in the axial direction of the shank 20, of the top region 22 of the resilient intermediate element 18. The rigidity of the "vibrating rod" formed by the shank 20 varies with the height of the upper portion 22 of the integrated element 18 in which the shank 20 does not abut the inner wall of the bore in the intermediate element 18. The dental prosthesis 28 is mounted so as to be vertically sprung or slightly movable relative to the shank 20 - the length of shank 20 can be adjusted to the respective "installation height" - the springing or freedom of movement being obtainable by inserting a suitable plastics ring or by suitably shaping the plastics covering 30. In all cases, the plastics covering 30 prevents electric contact between the dental prosthesis 28 and the shank 20, the overall result being that the dental prosthesis 28 is reliably electrically insulated from the base member 10, thus preventing harmful leakage currents, which may cause corrosion or the like. The dental prosthesis 28 is also resiliently spring-mounted relative to the base member 10 in all directions, this being ensured on the one hand by the aforementioned vibrating-rod action of the shank 20 and on the other hand by the resilient shock-absorption by the intermediate element 18, which counteracts vertical forces in the axial direction of the shank 20. The elasticity or shock-absorption provided by the intermediate element 18 can be additionally varied by altering the torque with which the shank 20 is tightened.

As Fig. 2 shows, in the embodiment shown therein the implant comprises a titanium base member 10 coated with hydroxyl apatite in the part of its outer surface in contact with body tissue. The function of this base member is similar to that of the endosseous implant in EP-A-0 216 031, which should be referred to for further explanation of the base member 10. A spacer sleeve 12, likewise of titanium, is screwed into the base member 10. A shoulder 14 of the spacer sleeve 12 abuts the top edge of the base member 10 as shown in the drawing. The bottom, closed end facing the base member 10 has an

internally threaded inner bore. A centring collar is formed by a wide part 16 at the top end of the spacer sleeve 12. The peripheral surface of the spacer sleeve 12 in contact with body tissue, like the base member 10, is coated with hydroxyl apatite compatible with body tissue.

A resilient intermediate element 18 is inserted into the wide part 16 of the spacer sleeve 12 and comprises a rigid hard core 18a of titanium and a relatively soft resilient shell 18b of polyurethane. The inner bore of the core 18a, in its lower region facing the shell 16, has an inner diameter substantially equal to the outer diameter of a titanium shank 16, whereas the upper region of the bore is made considerably wider than the outer diameter of shank 20. The shank, at its bottom end facing the base member 10, has an outer thread for screwing into the corresponding inner thread of the spacer sleeve 12. The intermediate element 18 has an annular shoulder 24 abutting the top edge of the spacer sleeve 12. A bottom abutment surface of a dental prosthesis 28 abuts an abutment shoulder 26 of the intermediate element opposite the annular shoulder 24, and the shank, the top end of which has a plastics covering 30, presses the abutment surface of the dental prosthesis 28 against the abutment shoulder 26 of the resilient intermediate element 18.

With regard to the operation of this construction, including the advantages of the embodiment shown in Fig. 2, reference is made to the description of the embodiment in Fig. 1, except as regards the structure of the intermediate element 18 comprising a core 18a and a shell 18b. With regard to the intermediate element 18, as shown in Fig. 1, the core 18a has an annular collar 32 for firmly holding the shell 18b (preferably made by injection-moulding) against the core 18a.

Fig. 3 shows an embodiment in which, as before, the intermediate element 18 has a titanium core 18a comprising an annular collar 32 formed with an undercut behind which the injection-moulded polyurethane shell 18b engages. The construction of the core 18a with its annular collar 32 and undercut is shown more exactly in Fig. 4.

Figs. 5 and 6 show an embodiment of the intermediate element which differs from Figs. 3 and 4 in that the core 18a, in its central region 34 centrally disposed

in the direction of the longitudinal central axis, has a smaller inner diameter, which in this region is substantially equal to the outer diameter of the shank 20 (Fig. 2). The central region 34 is equidistant from the upper and lower end face as shown in the drawing, with the result that the intermediate element 18 can be inserted into the implant in both directions without altering the horizontal elasticity properties. Of course, an embodiment in which the central region 34 is asymmetrical with respect to the longitudinal centre of the intermediate element 18 is also possible, in which case the horizontal elasticity properties can be varied depending on the direction in which the intermediate element 18 is inserted.

The intermediate element 18 is constructed as described, i.e. divided into two components, the hard core 18a and the soft resilient shell 18b, so that the relatively soft resilient plastics material is available in the event of vertical stress in the region of the annular shoulder 24 and the abutment shoulder 26, thus guaranteeing satisfactory vertical deformation, whereas the hard material of the core 18a prevents excessive lateral deflection when the shank bends under transverse stress.

C L A I M S

1. An endosseous implant comprising securing devices in the form of a head and a metal shank (20) screwable to a base member (10) for securing a stationary dental prosthesis (28) which is removable under certain conditions, and also comprising a spacer sleeve (12) provided with a centring collar (16, 24) insertable into the open end of the base member and with a shoulder (14) for abutting the top edge of the base member (10), and also comprising an intermediate element (18) of resilient material such as plastics and concentrically surrounding parts of the shank, characterised in that the spacer sleeve (12) is made of metal and is closed at its end remote from the head for securing the dental prosthesis (28) and is screwable into the base member (10); the intermediate element (18) is insertable into a widened portion (16) at the open end of the spacer sleeve (12) and has an annular shoulder (24) for abutting the top edge of the spacer sleeve; the intermediate element (18) has an inner bore the diameter of which, in a region facing the head for securing the dental prosthesis (28) and remote from the spacer sleeve (12), is greater than the outer diameter of the shank (20); and the shank (20) is screwable into the spacer sleeve, when it presses an abutment surface of the dental prosthesis (28) facing the intermediate element (18) against an abutment shoulder (26) of the intermediate element (18) remote from the spacer sleeve (12).

2. An implant according to claim 1, characterised in that the depth to which the shank (20) is screwable into the spacer sleeve (12) is adjustable.

3. An implant according to claim 1 or 2, characterised in that the region of the shank (20) in contact with the dental prosthesis (28) comprises a plastics covering (30) or the like.

4. An implant according to any of the preceding claims, characterised in that the dental prosthesis (28) is mounted so as to be resilient and/or slightly movable relative to the shank (20) in the axial direction thereof.

5. An implant according to claim 4, characterised in that a plastics ring or the like is disposed between the dental prosthesis (28) and the shank (20).

6. An implant according to claim 4 and claim 2, characterised in that the resilient mounting of the dental prosthesis (28) relative to the shank (20) is obtained by suitably shaping the plastics covering (30) round the head of the shank (20).

7. An implant according to any of the preceding claims, characterised in that the wide part (16) of the spacer sleeve (12), which tightly receives the intermediate element (18), widens conically towards the open end.

8. An implant according to any of the preceding claims, characterised in that the shank (20) is screwable with adjustable torque into the spacer sleeve (12).

9. An implant according to any of the preceding claims, characterised in that the base member (10) and/or the exposed peripheral region of the spacer sleeve (12) is/are coated with hydroxyl apatite or the like.

10. An implant according to any of the preceding claims, characterised in that the outer thread of the shank (20) can be coated at the lower region with adhesive.

11. An implant according to any of the preceding claims, characterised in that the intermediate element (18) is made completely of resilient material such as plastics, and the inner bore of the intermediate element (18) has a stepped width, its diameter, in a region facing the spacer sleeve (12), being substantially equal to the outer diameter of the shank (20), and an adjacent region (22) in the direction of the head securing the dental prosthesis (28) has a diameter greater than the outer diameter of the shank (20).

12. An implant according to any of claims 1 to 10, characterised in that the intermediate element (18) comprises a core (18a) of relatively rigid material surrounding the shank (20) and a shell (18b) of relatively soft resilient material surrounding the region of the annular shoulder (24) and/or the abutment shoulder (26).

13. An implant according to claim 12, characterised in that the core (18) is made of hard plastics such as polyoxymethylene or the like.

14. An implant according to claim ..., characterised in that the core (18a) is made of metal.

15. An implant according to claim 14, characterised in that the core (18a) is made of titanium.

16. An implant according to any of claims 12 to 15, characterised in that the shell (18b) is made of soft plastics such as polyurethane or the like.

17. An implant according to any of claims 12 to 16, characterised in that the core (18a) is in the form of a sleeve and has an annular collar (32) in the region of the annular shoulder (24) and the abutment shoulder (26).

18. An implant according to any of claims 12 to 17, characterised in that the shell (18b) is positively connected to the core (18a).

19. An implant according to claim 17 or 18, characterised in that the annular collar (32) has an undercut.

20. An implant according to any of claims 16 to 19, characterised in that the shell (18b) is integrally formed on the core (18a) by injection moulding.

21. An implant according to any one of claims 12 to 20 formed with an inner bore having a stepped width, characterised in that the inner bore of the core (18a), in the region of the annular shoulder (24) and the abutment shoulder (26), has a central region (34) in which the inner diameter of the inner bore is substantially equal to the outer diameter of the shank (20).

22. An implant according to claim 21, characterised in that the smaller inner-diameter central region (34) of the inner bore of the core (18a) is at the same distance from the end faces of the intermediate element (18).

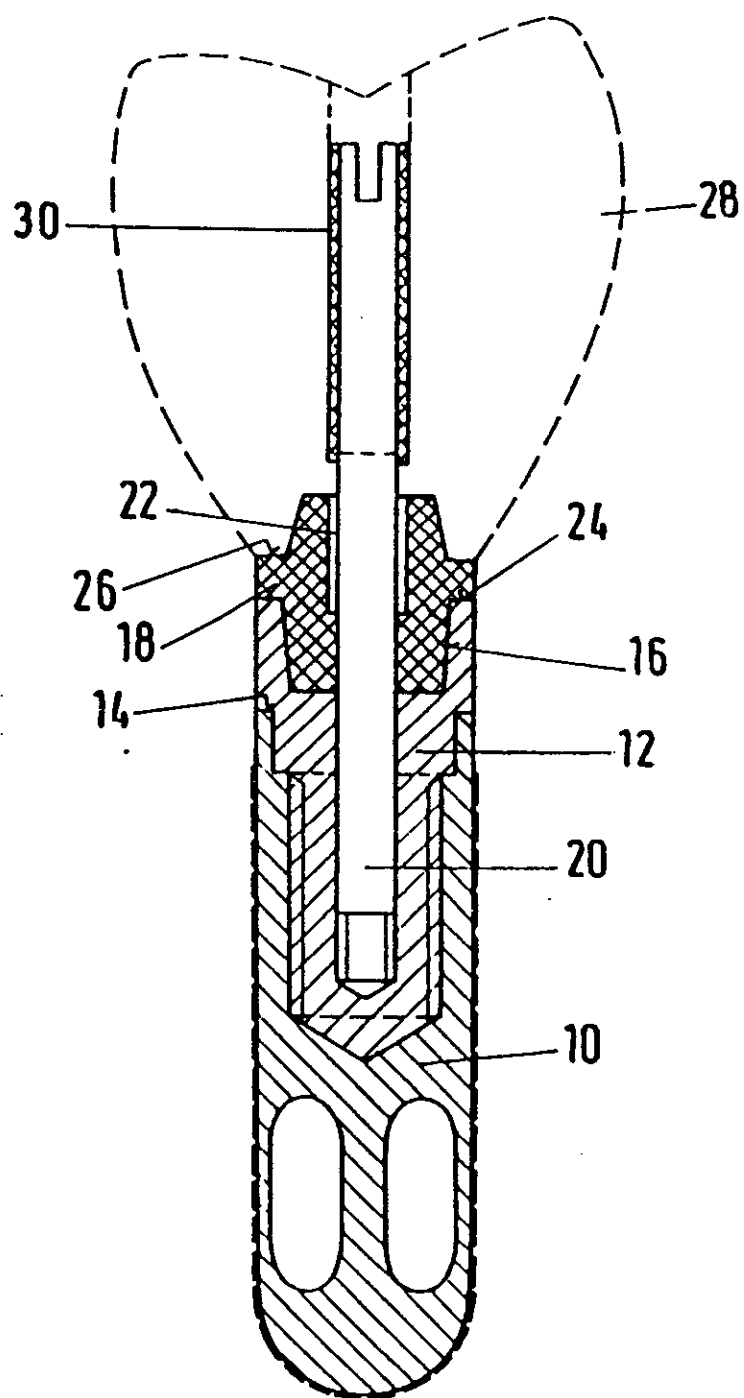
23. An implant according to claim 21, characterised in that the smaller inner-diameter central region (34) of the inner bore of the core (18a) is at different

distances from the end faces of the intermediate element (18).

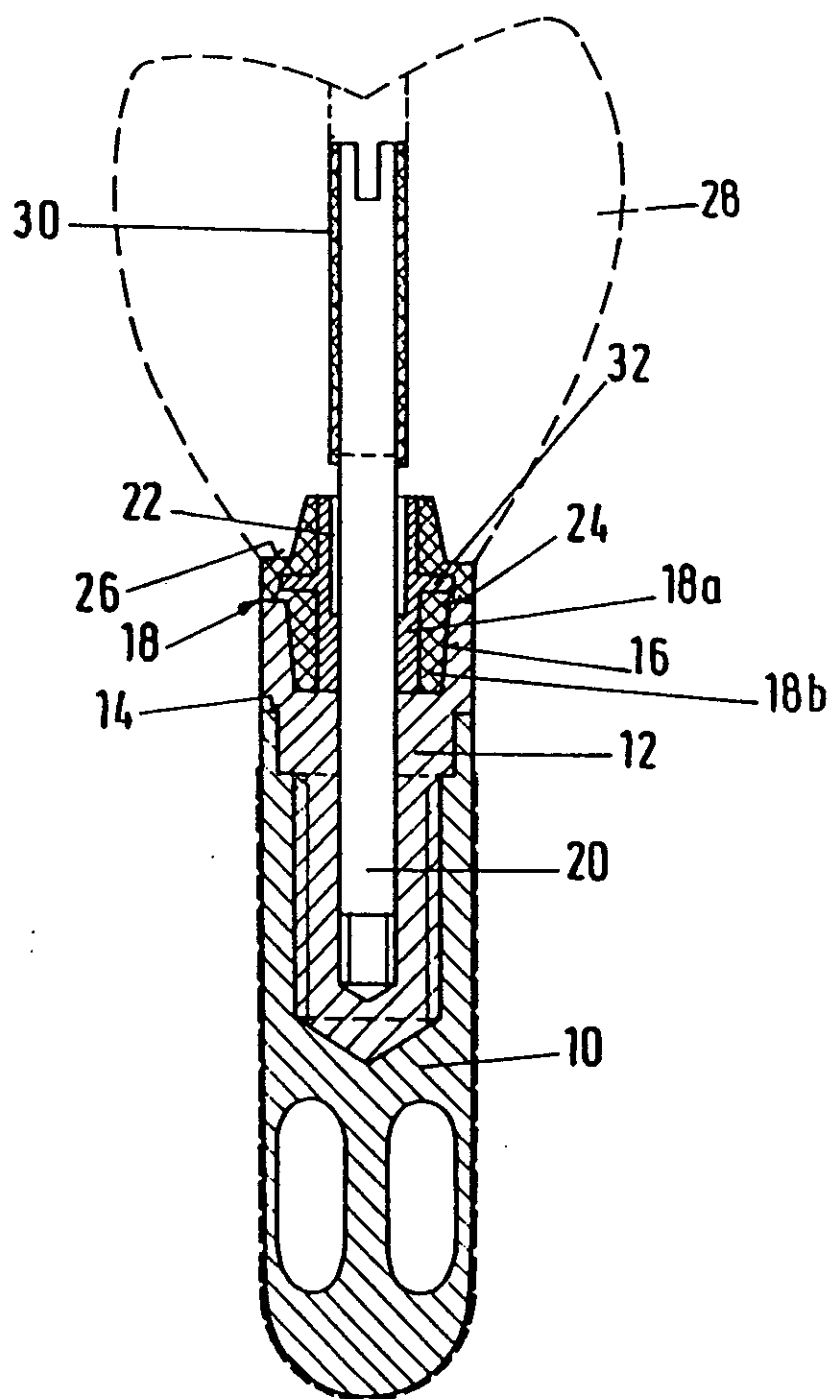
List of reference numbers

10	Base member
12	Spacer sleeve
14	Shoulder
16	Wide part
18	Intermediate element
18a	Core of intermediate element
18b	Shell of intermediate element
20	Shank of implant
22	Top region of inner bore in 18 or 18a
24	Annular shoulder
26	Abutment shoulder
28	Dental prosthesis
30	Plastics covering
32	Annular collar of 18a
34	Central region of 18a

Fig.1



F i g. 2



3/4

Fig.3

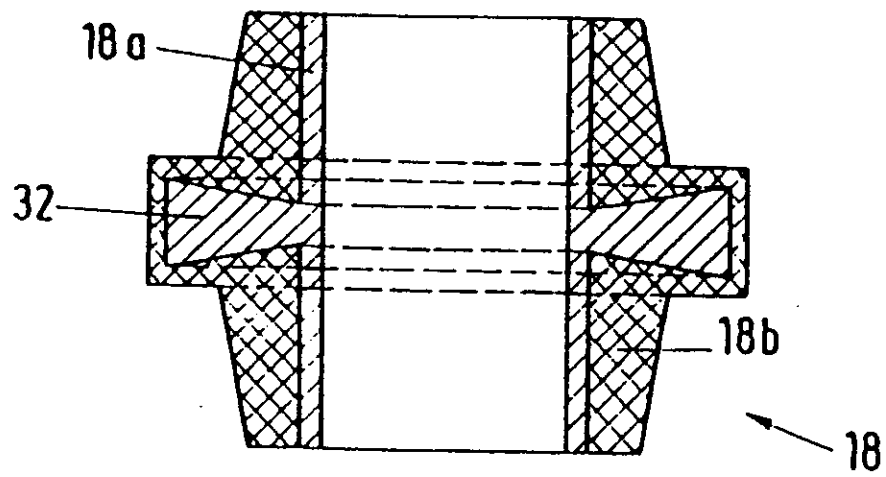


Fig.4

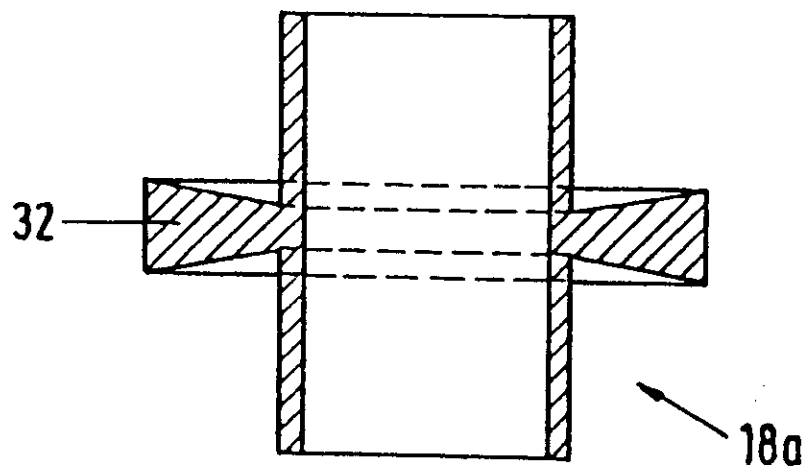


Fig.5

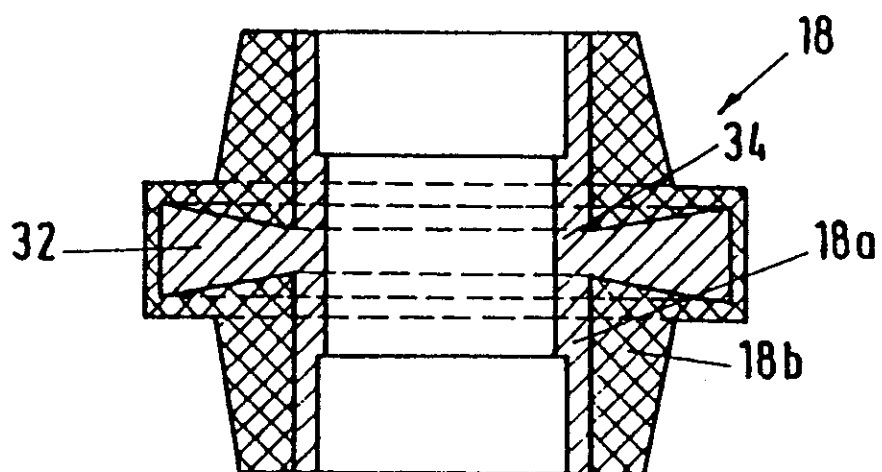
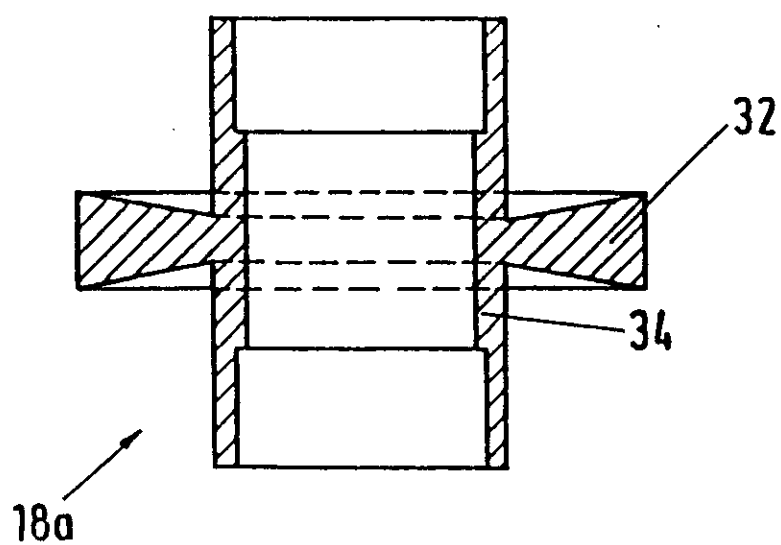


Fig.6



REGISTER ENTRY FOR EP0370590

European Application No EP89250090.1 filing date 17.11.1989

Application in German

Priorities claimed:

24.11.1988 in Federal Republic of Germany - doc: 3839724

23.03.1989 in Federal Republic of Germany - doc: 3909580

Designated States BE CH DE ES FR GB GR IT LI LU NL SE AT

Title ENDOSSEOUS IMPLANT WITH ELASTIC INTERMEDIATE ELEMENT AND METAL DISTANCE RING.

Applicant/Proprietor

IMZ-FERTIGUNGS- UND VERTRIEBSGESELLSCHAFT FÜR DENTALE TECHNOLOGIE MBH

Talstrasse 23, D-7024 Filderstadt, Federal Republic of Germany

[ADP No. 56656952001]

Inventors

WALTER DÜRR, Panoramastrasse 5, D-7537 Remchingen, Federal Republic of Germany

[ADP No. 57493918001]

DR. AXEL KIRSCH, Finkenstrasse 13, D-7024 Filderstadt, Federal Republic of Germany

[ADP No. 57493926001]

Classified to

A61C

Address for Service

FORRESTER KETLEY & CO, Forrester House, 52 Bounds Green Road, LONDON, N11 2EY, United Kingdom

[ADP No. 00000133001]

EPO Representative

DR. HEINZ J. GODDAR, FORRESTER & BOEHMERT Widenmayerstrasse 4/I, D-8000 München 22, Federal Republic of Germany

[ADP No. 50234392001]

Publication No EP0370590 dated 30.05.1990 and granted by EPO 26.05.1993.

Publication in German

Examination requested 27.12.1990

Patent Granted with effect from 26.05.1993 (Section 25(1)) with title

ENDOSSEOUS IMPLANT WITH ELASTIC INTERMEDIATE ELEMENT AND METAL DISTANCE RING.. Translation filed 26.04.1993

10.12.1990 EPO: Search report published on 09.01.1991

Entry Type 25.11 Staff ID. RD06 Auth ID. EPT

27.04.1993 Notification from EPO of change of Applicant/Proprietor details from
IMZ-FERTIGUNGS- UND VERTRIEBSGESELLSCHAFT FÜR DENTALE TECHNOLOGIE
MBH, Talstrasse 23, D-7024 Filderstadt, Federal Republic of Germany
[ADP No. 56656952001]

to
IMZ-FERTIGUNGS- UND VERTRIEBSGESELLSCHAFT FÜR DENTALE TECHNOLOGIE
MBH, Talstrasse 23, W-7024 Filderstadt, Federal Republic of Germany
[ADP No. 56656952001]

Entry Type 25.14 Staff ID. RD06 Auth ID. EPT

27.04.1993 Notification from EPO of change of EPO Representative details from
DR. HEINZ J. GODDAR, FORRESTER & BOEHMERT Widenmayerstrasse 4/I,
D-8000 München 22, Federal Republic of Germany

[ADP No. 50234392001]

to
DR. HEINZ J. GODDAR, FORRESTER & BOEHMERT Franz-Joseph-Strasse 38,
W-8000 München 40, Federal Republic of Germany

[ADP No. 50234392001]

Entry Type 25.14 Staff ID. RD06 Auth ID. EPT

27.04.1993 Notification from EPO of change of Inventor details from
WALTER DÜRR, Panoramastrasse 5, D-7537 Remchingen, Federal Republic
of Germany

[ADP No. 57493918001]

DR. AXEL KIRSCH, Finkenstrasse 13, D-7024 Filderstadt, Federal
Republic of Germany

[ADP No. 57493926001]

to

WALTER DÜRR, Panoramastrasse 5, W-7537 Remchingen, Federal Republic
of Germany

[ADP No. 59519934001]

DR. AXEL KIRSCH, Finkenstrasse 13, W-7024 Filderstadt, Federal
Republic of Germany

[ADP No. 60910221001]

Entry Type 25.14 Staff ID. RD06 Auth ID. EPT

28.04.1993 FILE RAISED.

Entry Type 10.1 Staff ID. ER1 Auth ID. AA

02.06.1993 FORRESTER KETLEY & CO, Forrester House, 52 Bounds Green Road,
LONDON, N11 2EY, United Kingdom

[ADP No. 00000133001]

registered as address for service

Entry Type 8.11 Staff ID. RL2 Auth ID. F54

**** END OF REGISTER ENTRY ****

OA80-01
EP

OPTICS - PATENTS

25/08/93 12:23:54
PAGE: 1

RENEWAL DETAILS

PUBLICATION NUMBER EP0370590

PROPRIETOR(S)

IMZ-Fertigungs- und Vertriebsgesellschaft für dentale Technologie
mbH, Talstrasse 23, D-70794 Filderstadt, Federal Republic of
Germany

DATE FILED 17.11.1989

DATE GRANTED 26.05.1993

DATE NEXT RENEWAL DUE 17.11.1993

DATE NOT IN FORCE

DATE OF LAST RENEWAL

YEAR OF LAST RENEWAL 00

STATUS PATENT IN FORCE