

Aus dem Zentrum der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der
Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main,
Abteilung für Zahn-, Mund- und Kieferchirurgie
(Leiter: Prof. Dr. Dr. Frenkel)

ENTWICKLUNG EINES EXTENSIONSIMPLANTATES
AUS POLYKRISTALLINER ALUMINIUMOXIDKERAMIK
ZUM ENOSSAL ABGESTÜTZTEN ZAHNERSATZ
IN DEN LATERALEN KIEFERABSCHNITTEN

Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
des Fachbereichs Humanmedizin
der Johann Wolfgang Goethe-Universität, Frankfurt am Main

Vorgelegt von:

Peter A. Ehrl
Freiburg/Breisgau

Frankfurt am Main 1980

Dekan: Prof. Dr. med. H.J. Müller
Referent: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. G. Frenkel
Korreferent: Prof. Dr. med. von Ilberg

Tag der mündlichen Prüfung: 8.1.81

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
1. Einleitung und Problemstellung	1
<u>I. Teil</u>	
2. Die Indikationskriterien zur Implantation	3
2.1 Allgemeinmedizinische Voraussetzungen	3
2.2 Lokale und anatomische Voraussetzungen	5
2.2.1 Inspektion	5
2.2.2 Palpation	5
2.2.3 Röntgendiagnostik	6
2.3 Prothetische Voraussetzungen	7
2.4 Forensische Voraussetzungen	9
3. Das Implantationsmaterial	10
3.1 Übersicht über in Frage kommende Materialien	10
3.2 Die polykristalline Aluminiumoxidkeramik	16
3.2.1 Herstellung	16
3.2.2 Materialeigenschaften	16
3.2.3 Biokompatibilität	17
4. Die klinische Nachuntersuchung von Zahnimplan-	
taten	19
4.1 Angaben zur Implantattragezeit	20
4.2 Die parodontologische Beurteilung von Im-	21
plantaten	
4.2.1 Die Inspektion der peripilären Gingiva	21
4.2.2 Die Bestimmung der Plaque	22
4.2.3 Die Bestimmung der Sulcustiefe	23
4.2.4 Die Messung der Implantatbeweglichkeit	23
4.2.5 Die Messung der Sulcusflüssigkeit	25
<u>II. Teil (Eigene Untersuchungen)</u>	
5. Die Implantatform	28
5.1 Der intraossäre Teil	29
5.2 Der extraossäre Teil	36
6. Die Implantationstechnik	37
6.1 Die Operationsplanung	37
6.2 Die Schnittführung	39
6.3 Die Schaffung des Implantationsbettes	41
6.3.1 Instrumentelle Methodik	41
6.3.2 Die praktische Durchführung	46
6.4 Das Einsetzen des Implantates	48
6.5 Der Wundverschluß	49

INHALTSVERZEICHNIS (Fortsetzung)

	Seite
7. Die prothetische Suprakonstruktion	50
7.1 Die temporäre prothetische Immediatversorgung	50
7.2 Die definitive prothetische Versorgung	52
8. Klinische Nachuntersuchungen an 27 Patienten	55
8.1 Die Beschreibung des Patientengutes	55
8.1.1 Responserate	55
8.1.2 Alter	55
8.1.3 Geschlecht	55
8.1.4 DMF-Index	56
8.2 Beschreibung der Ausgangsbefunde bei der Implantation	57
8.2.1 Region des Implantates und Implantatklasse	57
8.2.2 Das Zeitintervall zwischen Implantation und Untersuchung	57
8.2.3 Zum operativen Vorgehen	58
8.2.4 Zur prothetischen Situation und Versorgung	60
8.3 Beurteilung der Implantation durch den Patienten	62
8.4 Die Untersuchung der peripilären Mukosa	64
8.4.1 Die klinische Inspektion der peripilären Mukosa	65
8.4.2 Die klinische Beurteilung des Lockerungsgrades der Implantate	66
8.4.3 Die Messung der peripilären Sulcustiefe (Taschentiefe)	67
8.4.4 Die planimetrische Auswertung der Plaque	70
8.4.5 Die Bestimmung des Gingival Crevicular Fluid (GCF)	71
8.5 Die Röntgendiagnostik der Implantate	72
8.5.1 Die Versenkungstiefe der Implantate	73
8.5.2 Die periimplantäre Knochenstruktur	74
8.5.3 Der peripiläre Krater	75
9. Diskussion	76
10. Zusammenfassung	82
11. Bibliographie	84

1. EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG

Der Ersatz verlorengegangener Zähne durch alloplastische Materialien stellt seit jeher einen Wunschtraum dar, dem die Medizin bis heute nicht in zufriedenstellender Form entsprechen konnte. Zwar finden sich Berichte darüber, daß bereits bei den Mayas (BOBBIO 1972) oder im Mittelalter (RITZMANN 1960) Implantate eingesetzt wurden, doch ist die Richtigkeit dieser Angaben nicht erwiesen. Der erste schriftliche Hinweis steht bei JOURDAN und MAGGIOLLO (1807), in der Folgezeit wird die Implantation aber für unmöglich gehalten. Erst 1891 wird Genaueres über Zahnimplantate aus Metall, Porzellan und Guttapercha berichtet, doch gab man wohl auch diese Versuche bald wieder auf (ZNAMENSKY 1891, HILLISCHER 1891, BEHRENDT 1891). Aufgrund mangelnder hygienischer Voraussetzungen, ungenauer Operationstechniken, Materialprobleme und vieler weiterer Schwierigkeiten finden sich über das Einsetzen von Materialien in den Alveolarknochen nur wenige Angaben aus folgender Zeit bis 1950 (RITZMANN 1960, BOBBIO 1972, PETERS et al. 1974). In den vergangenen 30 Jahren wandten sich jedoch immer mehr Zahnärzte diesem Thema zu, was vor allem im letzten Jahrzehnt zu einer wahren Flut von Veröffentlichungen über Neuentwicklungen und Studien von Zahnimplantaten führte. Die dabei gemachten Angaben sind durchaus widersprüchlich. Während manche Autoren geradezu euphorisch über hohe Erfolgsquoten berichten (z.B. GRAFELMANN et al. 1970, HEINRICH 1977, LINKOW 1974), meinten andere, daß enossale Zahnimplantate zwangsläufig scheitern müßten (z.B. ARNAUDOW 1975, OBWEGESER 1977). Diese nicht immer ohne Emotionen geführte Kontroverse führte erst spät dazu - nachdem bereits viele Tausende von Implantaten ein-

gesetzt waren -, Kriterien zur Erfolgsbeurteilung von Implantaten zu erarbeiten und die gesamte Problematik in wissenschaftlich überprüfbare Teilbereiche zu gliedern. So mag es kennzeichnend für die Situation sein, daß sich erste wissenschaftliche Untersuchungen mit der nachträglichen klinischen Überprüfung bereits beim Menschen angewandter Methoden beschäftigten (UTECH 1972/73, CRANIN et al. 1973, KOCH 1974, TETSCH 1977), bevor grundlegende Arbeiten über z.B. die Biokompatibilität oder mechanische Materialeigenschaften vorlagen. Immerhin ließen sich aus diesen klinischen Ergebnissen gewisse Richtlinien ableiten, die bei neuen Entwicklungen hilfreich sein können und Schwachpunkte aufzeigen, die einer besonderen Bearbeitung bedürfen. Von diesen Arbeiten gingen Impulse aus, die überhaupt erst zu einer intensiven Beschäftigung mit der Problematik der Zahnimplantate führte.

So zeigte sich bei den Nachuntersuchungen, daß Extensionsimplantate, die in den lateralen Kieferabschnitten vor allem des Unterkiefers eingesetzt wurden und über festsitzende Brücken mit natürlichen Zähnen verbunden waren, die höchste Erfolgsrate aufweisen (Klasse II nach BRINKMANN, 1978). Die Angaben bewegen sich zwischen 66 und 100% (BRINKMANN 1973, 1977; KOCH 1974; WEBER 1974; LINKOW 1974; DÄHLER 1976; TETSCH 1977; BABBUSCH et al. 1977; CRANIN et al. 1977). Mit dem Bekanntwerden der guten Gewebeverträglichkeit sog. Bio-keramiken lag es daher nahe, für diese spezielle Indikation, also den zahnlosen lateralen Alveolarkamm mit dem Verlust mindestens sämtlicher Molaren bei erhaltenem anteriorem Restgebiß, ein Implantat zu entwickeln. Da bisher keine

einheitliche Definition einer erfolgreichen Zahnimplantation vorliegt und die Zahlenangaben der vorliegenden Untersuchungen entweder auf subjektiven Beurteilungen beruhen oder aufgrund verschiedener Kriterien nur schwer vergleichbar sind, ergab sich die Notwendigkeit, Untersuchungsmethoden zu erarbeiten, die objektive Meßergebnisse liefern und die mit vertretbarem Aufwand durchführbar sind. Dies geschah auch im Hinblick darauf, daß vom Gesetzgeber entsprechende Richtlinien zu erwarten sind (American Dental Association 1978, Bundesministerium f. Forsch. u. Techn. 1980).

I. Teil

2. DIE INDIKATIONSKRITERIEN ZUR IMPLANTATION

2.1 Allgemeine Voraussetzungen

Die allgemeinmedizinische Indikationsstellung besteht vor allem darin, jene Krankheiten zu diagnostizieren, die ungünstige Voraussetzungen für eine Implantation bieten. Geht man davon aus, daß eine Implantation immer eine Operation darstellt, so ist bei all den Patienten von einer Implantation abzusehen, deren Allgemeinzustand jedwede Operation verbietet. Dies sind kachektische Patienten oder solche mit hohem biologischen Alter. Da es sich bei der Zahnimplantation um einen Eingriff handelt, der nicht lebensnotwendig ist, sollte auch dann nicht implantiert werden, wenn relative Kontraindikationen vorliegen. Hierzu zählen der Diabetes mellitus, die Urämie,

Herz-Kreislaufstörungen und der Verdacht auf Herd-erkrankungen (HINDES 1969). Die Abwehrsituation wird auch durch die Urikopathie und höhergradige Hyperlipidämien beeinträchtigt (PERGER 1978). Auch infektiöse Krankheiten insbesondere die Hepatitis sind als Kontraindikation anzusehen (CRANIN et al. 1972). Primär eingeheilte Implantate können durch Therapien mit ionisierenden Strahlen oder Kortikosteroiden wieder abgestoßen werden. Relative Kontraindikationen stellen auch rheumatische, allergische und autoaggressive Krankheiten dar. Natürlich kann auch bei Knochensystemerkrankungen nicht implantiert werden. In fraglichen Fällen sollte immer eine genaue internistische Untersuchung durchgeführt werden.

Der Wunsch des Patienten allein sollte niemals Grund zur Implantation sein. PERGER (1978) weist auch darauf hin, daß gerade Patienten, die auf eine Art der Therapie fixiert sind, in Unkenntnis der Risiken falsche Angaben machen können, um die von ihnen gewünschte Therapie durchführen zu lassen. Berufliche Gründe können die Indikation etwas weiter stellen lassen, ebenso wird man in bestimmten Fällen bei Patienten mit Anfallsleiden oder Patienten, deren psychische Grundeinstellung oder Anlage übliche zahnärztliche Behandlungsmethoden nicht zulassen, zusätzliche Kriterien in Betracht ziehen. Es ist jedoch anzuraten, das sehr aufwendige Verfahren der Zahnimplantation nur dann durchzuführen, wenn von seiten des Patienten eine entsprechende Bereitschaft zur Mithilfe und Akzeptierung des Fremdkörpers erwartet werden kann.

2.2 Lokale und anatomische Voraussetzungen

2.2.1. Inspektion

Beim Blick in die Mundhöhle muß vor allem der Zustand der oralen Mucosa beurteilt werden. Dies geschieht im Hinblick auf eine etwa erhöhte Entzündungsbereitschaft und auf das Hygieneverhalten des Patienten. Bei vorhandenem Restzahnbestand wird zu diesem Zweck vor allem die marginale Gingiva und die Interdentalspapille herangezogen, weil sich etwaige Entzündungszeichen am ehesten im Bereich der funktionellen Endstrombahn zeigen. Anzeichen einer vernachlässigten Mundhygiene sollten vor einer Implantation warnen, da gerade Implantate einer besonderen Pflege bedürfen. Im Zweifelsfalle ist vor Beginn der implantologischen Therapie eine parodontologische Vorbehandlung mit Anleitung zur häuslichen Mundpflege durchzuführen, in deren Verlauf man erkennen kann, wie groß die Bereitschaft des Patienten zu dieser Mitarbeit ist (FAGAN 1974).

2.2.2. Palpation

Mit dem tastenden Finger werden die Ausmaße des für die Implantation vorgesehenen Kieferabschnittes überprüft. Um das Ausmaß der nach dem Zahnverlust eingetretenen Alveolarkammatrophie abschätzen zu können, wird die Höhe des lateralen Unterkieferabschnittes festgestellt. Nur bei einer ausreichenden kraniokaudalen Ausdehnung der Mandibula kann ein Implantat tief genug verankert werden. Besondere Beachtung verdient auch die Lagefeststellung der Linea mylohyoidea und des darunterliegenden Sulcus mylohyoideus. Diese markieren zum einen den Verlauf des Canalis mandibulae (KUBIK 1976), zum anderen kann

man ermessen, wie groß die Gefahr des Abbruches der lingualen Knochenlamelle oberhalb des unterschlagenden Sulcus mandibulae ist, wenn das Implantat ziemlich weit median eingesetzt werden muß (BARKER 1976).

Zusammenfassung der medizinischen Kontraindikationen bei Zahnimplantationen

- | | |
|--|---|
| A) Absolute Kontraindikationen: | B) Relative Kontraindikationen: |
| <ul style="list-style-type: none">o Kachexieo hohes biologisches Altero unzureichendes Hygieneverhalteno Alveolarkammatrophyo unzureichender Vertikalabstand | <ul style="list-style-type: none">o Diabetes mellituso infektiöse Erkrankungen (z.B. Hepatitis)o Urämie, Urikopathieo Verdacht auf Herd-erkrankungo Hyperlipidämieo Herzkreislaufstörungeno Behandlung mit Kortikosteroideno Rheumatische Erkrankungeno Immunolog. Erkrankungen |

2.2.3. Röntgendiagnostik

Die Röntgendiagnostik vervollständigt die anatomische Orientierung. Im Orthopantomogramm (OPG) kann meist der gesamte Verlauf des Canalis mandibulae verfolgt, sowie die Höhe des verbliebenen Alveolarkammes beurteilt werden. Als Vorsichtsmaßnahme sollte nur der über dem Mandibularkanal liegende Anteil für die Implantation in Betracht gezogen werden, um nicht eine Schädigung des N. alveolaris inferior zu riskieren. Auch wenn angenommen werden kann, daß der Mandibularkanal meist

bukkal verläuft (BARKER 1976), sollte bei einer zu weit fortgeschrittenen Alveolarkammatrophie von einer Implantation abgesehen werden. LASS (1974) schlägt die Anfertigung einer Aufbißaufnahme vor, um die Lage des Kanales in der bukkolingualen Richtung ermessen zu können. Mit in zwei verschiedenen Winkeln aufgenommenen Röntgenbildern läßt sich der Verlauf des Mandibularkanals rechnerisch ermitteln, was jedoch bislang mit einem relativ großen Aufwand verbunden ist (LUKAS et al. 1979). Eine Beurteilung der biologischen Wertigkeit des Kieferknochens (EICHNER 1973; MUTSCHELKNAUSS 1974) erscheint problematisch, da selbst bei standardisierten Röntgenverfahren nur relative, jedoch keine absoluten Aussagen möglich sind. Mit entsprechender Zurückhaltung kann jedoch auch dieser Befund einer erhöhten oder erniedrigten Radiotransluzenz zur Beurteilung mit herangezogen werden. Wie im folgenden noch auszuführen sein wird, erscheint es wichtig, daß bis zum Zeitpunkt der Implantation eine ausreichende knöcherne Organisation der leeren Alveolen stattgefunden hat, was ebenfalls auf dem Röntgenbild zu erkennen ist. Im lateralen Oberkiefer ist eine für die Ausmaße des Implantates erforderliche Mindestschichtdicke des Alveolar-knochens zwischen Mundhöhle und Kieferhöhle zu diagnostizieren, da es sonst bei der Implantation oder infolge von Heilungsstörungen im späteren Verlauf zu einer Mund-Antrum-Verbindung kommen kann (JAMES et al. 1974), die wiederum irreversible Folgeschäden bedingen kann (EHRL 1979).

2.3. Prothetische Voraussetzungen

Hier ist die Frage aufzuwerfen, ob bei einer einseitig verkürzten Zahnreihe überhaupt eine Implantation erforderlich

ist, da doch mittels einer herausnehmbaren partiellen Prothese ebenfalls eine Behandlung möglich ist. Fehlen nur die Molaren einer Seite (KENNEDY Klasse II), so ist - da genügend Antagonistenpaare vorhanden sind - aus Gründen der Nahrungszerkleinerung überhaupt kein Ersatz erforderlich (MARXKORS 1979). Marxkors nennt andere Gründe für einen Zahnersatz: Die Aufrechterhaltung der Gelenkposition, die Vermeidung von Kippungen nachbarloser Zähne, die Vermeidung von Elongationen antagonistischer Zähne und die Kompensation ästhetischer Einbußen. Anders sieht es aus, wenn zusätzlich die Prämolaren fehlen und/oder beiderseits eine verkürzte Zahnreihe vorliegt. Zwar gelten die obengenannten Gründe in diesen Fällen umso mehr, doch tritt beim Verlust der Kauzentren beider Seiten der Ausgleich der mangelnden Kaufähigkeit mehr in den Vordergrund. Aus prothetischer Sicht gilt es dabei zu entscheiden, ob man Patienten mit Hilfe von Implantaten aus einer Befundgruppe geringerer Erfolgserwartung in eine Befundgruppe höherer Erfolgserwartung bringen kann (BOLLMANN et al. 1978). KOBES (1979) hält dies derzeit nicht für möglich.

An spezifischen prothetischen Belangen ist zu prüfen, ob der Vertikalabstand ausreicht, ob die Querschnittsform des Alveolarkammes eine adäquat geformte Suprakonstruktion erlaubt, ob die topographische Verteilung der Restzähne zur Stabilisierung der Implantate günstig ist und ob eine eugnathe Situation vorliegt (EICHNER 1973). Nur selten wird aus anatomischen Gründen ein konventioneller Zahnersatz nicht möglich sein (DÄHLER 1976). Zu überlegen ist schließlich, ob nach einem eventuellen Mißerfolg der Im-

plantation noch ein konventioneller Zahnersatz ohne allzu großen Aufwand möglich sein wird. Ob ein endosales Implantat eine Atrophie des Alveolarkammes verhindert (DÄHLER 1976, RENNERSTEDT 1977) oder beschleunigt (OBWEGESER 1977), kann noch nicht entschieden werden.

2.4. Forensische Voraussetzungen

Die Tatsache, daß eine Implantation nur selten die einzige medizinische Indikation darstellt und durch den operativen Eingriff Risiken bestehen, macht eine rechtliche Abklärung vor der vorgesehenen Behandlung erforderlich. Dabei entfällt der rechtlich relevante Tatbestand der Körperverletzung nur, wenn bezüglich der Indikation die richtige Diagnose gestellt wurde und der Eingriff keinen Verstoß gegen die guten Sitten darstellt (WAGNER 1980). Besonderes Gewicht erhält hier die Tatsache, daß die Implantation bislang kein von der Schulmedizin anerkanntes Heilverfahren darstellt (FRIEDRICH 1971). Die Pflicht des Arztes zur Aufklärung über die Möglichkeit schädlicher Folgen eines Eingriffes ist um so weitgehender, je weniger der Eingriff aus der Sicht eines vernünftigen Patienten vordringlich oder geboten erscheint (GH IV ZR 76/70). Die Einwilligung des Patienten ist dabei nur rechtskräftig, wenn eine ausreichende Aufklärung erfolgte und beim Patienten eine entsprechende Einsichts- und Willensfähigkeit vorliegt (WAGNER 1980). Als Risiken bei der Implantation sollten folgende Punkte mit dem Patienten erörtert werden: anästhesiebedingte Zwischenfälle, Verletzung des N. alveolaris inf. im Unterkiefer und Eröffnung der Kieferhöhle im Oberkiefer, Infektionsgefahr, Möglichkeit des

Mißerfolges der Implantation, Nichtanerkennung des Verfahrens durch die Schulmedizin, Nichtübernahme der Kosten durch die Krankenkassen.

3. DAS IMPLANTATIONSMATERIAL

3.1. Übersicht über in Frage kommende Materialien

Eine Vielzahl von Anforderungen muß an ein Material gestellt werden, das zur Implantation im menschlichen Körper benutzt werden soll. Am wichtigsten ist dabei die Biokompatibilität, ein Begriff der noch nicht eindeutig definiert ist und deshalb näher erläutert werden soll. Überträgt man diesen Begriff, so wird man einen biokompatiblen Werkstoff als gewebeverträglich bezeichnen. Diese Verträglichkeit kann sich jedoch auf verschiedene Weise äußern. Auf OSBORN et al. (1980) geht eine Einteilung in biotolerante, bioinerte und bioaktive Werkstoffe zurück. Biotolerante Werkstoffe werden zwar vom Körper akzeptiert, es kommt jedoch nicht zu einem direkten Kontakt zwischen Implantatmaterial und Knochen, da sich eine bindegewebige Membran zwischenlagert ("Distanzosteogenese"). Bei der bioinerten Stoffklasse kommt es zu einer "Kontaktosteogenese" ohne intermediäre Bindegewebsschicht. Bei den bioaktiven Materialien schließlich erfolgt ein positiv osteotroper Grenzflächenchemismus ("Verbundosteogenese"). So einfach diese Einteilung erscheint, so ist sie doch problematisch, da die Reaktion des Körpers auf ein Material nicht ausschließlich von dessen Eigenschaften abhängt, sondern im Einzelfall weitere Faktoren wie z.B. die Einheilungsphase oder die

funktionelle Belastung einen Einfluß auf die Grenzfläche ausüben, so daß ein Werkstoff nicht zwangsläufig immer auf die gleiche Weise einheilen muß. Dies erklärt die vielfach widersprüchlichen Ergebnisse vieler Untersuchungen.

Wichtig für ein Biomaterial ist des weiteren eine Formstabilität, die auch in der Funktion erhalten bleibt. Das Material sollte möglichst einfach herstellbar und sterilisierbar sein. Die in der Mundhöhle auftretenden schnellen und extremen Temperaturwechsel (Extremwerte - 9.7°C und + 79.4°C nach FAZEKAS 1973) dürfen ebensowenig wie die Körperflüssigkeiten und Speichel einen negativen Einfluß auf das Implantat haben. Der Werkstoff muß eine ausreichende Bruchfestigkeit aufweisen und darf nicht toxisch wirken. Schließlich muß eine carcinogene Wirkung ausgeschlossen werden.

Die wohl am häufigsten implantierten Werkstoffe sind Metalle und Legierungen. Für subperiostale Implantate und Stiftfixation von Zähnen werden Legierungen auf Kobalt-Chrom-Molybdän-Basis verwendet (FRENKEL 1957; WIRZ 1970, 1974; KANTH 1971). Dieses Material führt zu einer Korrosion (JACOBS 1976; REHBERG 1972), die man durch Zugabe von Säure zu unterdrücken sucht (KANTH 1971). Die entsprechenden Metallionen erreichen im gesamten Organismus bis zu 50 mal höhere Konzentrationen (DOBBS 1980). Auch Tantal korrodiert (JACOBS 1976) und führt zu entzündlicher Reaktion (GLANTZ et al. 1975, JACOBS 1977, SCHUH et al. 1977). Tantal ist das Material der Schraube nach HEINRICH (1971), sowie der Nadeln nach SCIALOM (1962) und PRUIN (1974).

LINKOW benutzte für seine Blattimplantate das korrosionsbeständige Titan, welches immer von einer bindegewebigen Membran umgeben ist, die je nachdem ob sie belastet oder unbelastet ist, dicker (TETSCH et al. 1975; REICHART et al. 1977; SCHNEIDER et al. 1978) oder dünner (LINKOW et al. 1974; GOURLEY et al. 1976; BARATIERY et al. 1978) zu werden scheint und Hyalinisierung zeigen kann (BABUSH 1975). Durch eine Titanspritzbeschichtung versucht man die Gewebeverträglichkeit der Metalle zu verbessern (STRASSL 1978; SCHRÖDER et al. 1978; KIRSCH 1980). Auch Stähle wurden auf ihre Bioverwendbarkeit hin überprüft (LEMONS 1975). Der bisher einzige veröffentlichte Fall eines durch ein 30jähriges Implantat entstandenen malignen Tumors wurde durch eine Eisen-Chrom-Nickel-Legierung verursacht (McDOUGALL 1956; BODINE 1972). Nach vergleichenden Untersuchungen kann zur Zeit das Titan als der am besten verträgliche Metallwerkstoff angesehen werden (HULBERT et al. 1974; JACOBS et al. 1974; GLANTZ et al. 1975). Benutzt man das Implantat als Kathode, so kommt es zu einer gesteigerten Knochenregeneration (CHIARENZA 1975; PETERS et al. 1977).

Kunststoffe haben keine weite Verbreitung als Implantatmaterial gefunden. Folgende Materialien wurden bisher auf ihre Biokompatibilität hin untersucht: Polymethacrylsäuremethylester (TAYLOR et al. 1972; BLUTH et al. 1975; ASHMAN et al. 1977; PARK 1978), Polysulfone (KUO 1977), Silikone (KIBRICK et al. 1977), Dacron (CHAPPUS 1973; KIBRICK et al. 1977) und Teflon (WENNBERG et al. 1978).

Kohlenstoff ist das Material der durch Pyrolyse bei hohen Temperaturen gewonnenen Glaskohle. Sie zeichnet sich durch eine gute Gewebeverträglichkeit aus (GRENOBLE et al. 1975; LEAKE et al. 1979), läßt jedoch aufgrund ungünstiger Materialeigenschaften nur grobe Formen zu. Eine Verbesserung dieser Eigenschaften wurde durch den bei niedrigen Temperaturen gasphasen-pyrolysierten isotropen Glaskohlenstoff (KENT et al. 1980) und durch faserverstärkte Kohlenstoff-Composites erreicht (ADAMS et al. 1978; JENKINSON et al. 1979).

Bereits ZNAMENSKY (1891) gab Porzellan gegenüber Gutta-percha, Gold und Platin den Vorzug. Doch ebenso wie die in den dreissiger Jahren von BRILL (1931) und ABEL (1934) durchgeführten Versuche mit Porzellankörpern gerieten seine Implantationen lange in Vergessenheit, bevor in den sechziger Jahren SANDHAUS (1969) und MUTSCHELKNAUSS (1970) erneut Keramiken enossal implantierten. Auch keramiküberzogene Metallimplantate fanden Anwendung (JACOBS et al. 1974; REISBICK et al. 1974). Nachdem man die gute Gewebeverträglichkeit festgestellt hatte und Materialverbesserungen vor allem die Bruchgefahr dieses Materials verringerten, setzte eine rege wissenschaftliche Auseinandersetzung mit diesem Material ein, die - da auch das hier vorzustellende Implantat aus einer Keramik besteht - im folgenden noch näher erläutert werden soll.

Eine noch junge Stoffklasse stellen die sogenannten bio-aktiven Materialien dar. Um der chemischen Zusammensetzung des Knochens möglichst zu entsprechen, wurde von

MONROE und Mitarb. die synthetische Herstellung von Hydroxylapatit beschrieben (MONROE et al. 1971). Aus dem Material freigesetzte Calcium- und Phosphat-Ionen initiieren einen nicht abgrenzbaren Keramik-Knochen-Verbund. (OSBORN et al. 1978, 1980; KATO et al. 1979; DENISSEN et al. 1980). Im klinischen Versuch wurde dieses Material zur Aufrechterhaltung der Alveolarkammhöhe nach der Zahnextraktion erfolgreich eingesetzt (DENISSEN et al. 1980), es eignet sich jedoch aufgrund seiner geringen Festigkeit nicht zum Ersatz eines Zahnes. Dies trifft auch für die Calciumphosphatkeramiken zu, wobei Tricalciumphosphat vom Knochen resorbiert wird und Tetracalciumphosphat widerstandsfähiger ist (KÖSTER et al. 1977). Zum Ersatz von Zähnen wurden deshalb Metallimplantate mit einer inneren Tetra- und einer äußeren Tricalciumphosphat-Schicht überzogen (RIESS et al. 1978). Eine andere Zusammensetzung aber ebenso gute Bioeigenschaften weist die von BRÖMER und Mitarb. entwickelte Glaskeramik Ceravital^R auf (STRUNZ et al. 1976; BUNTE et al. 1977). Die Hauptbestandteile sind SiO_2 , $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ und CaO (BRÖMER et al. 1975; STRUNZ et al. 1977). Auch hier ist zum Ersatz eines Zahnes die Beschichtung von Metallen mit Glaskeramik erforderlich, die noch nicht befriedigend gelöst ist (STRUNZ et al. 1978).

Zusammenfassung:

Materialien für Dentalimplantate

- | | |
|----------------------------|---|
| 1. Metalle und Legierungen | 1.1. Chrom-Cobalt-Molybdän |
| | 1.2. Tantal |
| | 1.3. Titan |
| | 1.4. Stahl |
| 2. Kunststoffe | 2.1. PMMA |
| | 2.2. Polysulfone |
| | 2.3. Polysilicone |
| | 2.4. Dacron |
| | 2.5. Composites |
| 3. Kohlenstoffe | 3.1. Pyrolytische Glaskohle |
| | 3.2. Isotroper Glaskohlenstoff (LTI) |
| | 3.3. Faserverstärkte Kohlenstoff-Composites |
| 4. Inerte Keramiken | 4.1. Porzellan |
| | 4.2. Aluminiumoxid-Keramik |
| 5. Bioaktive Materialien | 5.1. Hydroxylapatitkeramik |
| | 5.2. Tri- und Tetracalciumphosphat |
| | 5.3. Glaskeramik |
-

3.2. Die polykristalline Aluminiumoxidkeramik

3.2.1. Herstellung

Oxidkeramiken sind Sinterwerkstoffe aus reinen, hochschmelzenden Metalloxiden, die im wesentlichen nur aus einer kristallinen Phase bestehen. Die Herstellung erfolgt durch Kompaktierung der pulverförmigen Oxide in die gewünschte Form, die anschließend durch Erhitzen auf Temperaturen nahe den Schmelzpunkten der Pulver (Sinterung) verfestigt wird. Die nachträgliche Bearbeitung ist nur mit Diamantwerkzeugen unter guter Kühlung möglich (HELD et al. 1979). Eine Al_2O_3 -Keramik besteht zu mehr als 85% aus Aluminiumoxid. Für Endoprothesen kommen nur Al_2O_3 -Keramiken in Frage, die etwa 99,7% Al_2O_3 enthalten, wobei der Rest im wesentlichen MgO ist (HEIMKE 1978).

3.2.2. Materialeigenschaften

Al_2O_3 -Keramik kann wegen der großen Härte der aus Korund bestehenden Kristallite und der festen Bindung zwischen den Kristalliten Festigkeitswerte erreichen, welche an die von Metallen herankommen. Die Bruch- und Verschleißfestigkeit erhöhen sich mit zunehmender Reinheit sowie mit abnehmbarer Porosität und Korngröße. Kleine Einschlüsse, Gitterversetzungen und Mikrorisse können bei Belastungen Ausgangspunkt für größere Risse sein, die zum Bruch führen (HELD et al. 1979). Durch gezielt eingebrachte Mikrorisse kann der Rißwiderstand weiter erhöht werden (CLAUSSEN 1977, 1978). Al_2O_3 -Keramiken zeigen eine für Keramiken gute Temperaturwechselbeständigkeit, sie besitzen einen hohen elektrischen Widerstand und sind gegen-

Über allen Säuren und Laugen außerordentlich korrosionsbeständig. Im Temperaturbereich der medizinischen Anwendung zeichnen sie sich durch eine besonders kleine elastische und plastische Verformbarkeit aus (HELD et al. 1979). Aus dem erheblichen Unterschied zwischen Biege- und Druckfestigkeit (1:10) ergibt sich die Konsequenz, bei konstruktiven Überlegungen darauf zu achten, das Material überwiegend auf Druck und möglichst wenig auf Biegung zu beanspruchen (DÖRRE et al. 1975). Die genauen Materialeigenschaften der hier verwendeten Al_2O_3 -Keramik BIOLUX⁺ sind der folgenden Tabelle zu entnehmen (DÖRRE et al. 1975; HEIMKE 1978):

Eigenschaft	Wert	Maßeinheit
Dichte	3,94	g/cm^3
Elastizitätsmodul	38 000	N/mm^2
Druckfestigkeit	5 000	N/mm^2
Biegebruchfestigkeit	500	N/mm^2
Mittlere Porengröße	4	μm
Korrosionsresistenz gegenüber organ. Säuren	<0,1	$\text{mg/m}^2/\text{Tg}$

3.2.3. Biokompatibilität

Man kann es als bewiesen ansehen, daß geschlossene Al_2O_3 -Keramiken sehr gut biokompatibel sind (HULBERT et al. 1972; GRISS et al. 1973; PEDERSEN et al. 1974, GEIGER et al. 1977, 1980; FURSETH et al. 1978; NEWSELY et al. 1979; BHASKAR et al. 1971). Selbst kleinste Abriebteilchen werden ohne morpho-

⁺Die Herstellung erfolgte durch die Feldmühle Anlagen- und Produktionsgesellschaft mbH, Werk Flochingen

logisch erkennbare Reaktion toleriert (GRISS 1973). Die Beurteilung wird jedoch schwieriger, wenn man in Betracht zieht, daß Zahnimplantate erstens die epitheliale Abdeckung durchbrechen und zweitens in der Funktion erheblichen Druckbelastungen ausgesetzt sind. Dies bedeutet, daß man von der Keramik sowohl die Eigenschaft zu einem dichten Abschluß an der Epithel-Keramik-Grenze als auch zu einer festen Verankerung zwischen Keramik und Knochen fordern muß. Dabei muß nicht unbedingt der für eine Einheilung als optimal anzusehende feste Knochen-Implantat-Verbund funktionell am günstigsten sein, denn eine dem Parodontalapparat des Zahnes adäquate bindegewebige Zwischenschicht könnte wohl eher der Funktion des Implantates entsprechen (GIBBONS 1975; BAUD 1976). Die tierexperimentelle Untersuchung belasteter Al_2O_3 -Keramik-Implantate hat bisher zu verschiedenen Ergebnissen geführt. Bei porzellanumbrannten Metallimplantaten fand man in allen Fällen eine Bindegewebsschicht zwischen Implantat und Knochen, die dünner war als bei den Metallimplantaten (JACOBS et al. 1974; DÖRDELMANN et al. 1977). Auch bei Al_2O_3 -Keramiken fand man diese Schicht (LUCATORTO et al. 1972; LASS 1973; GEDULDIG 1977; REICHART et al. 1979), die im Falle von Osteosynthesplatten auf Mikrobewegungen zurückgeführt wurde (NIEDERDELLMANN 1976). Andere Untersucher fanden jedoch keine bindegewebige Schicht im histologischen und rasterelektronenmikroskopischen Bild (Griss et al. 1973; KREMPIEN et al. 1978; SCHULTE et al. 1979; REUTHER et al. 1980; KREMPIEN 1980), sondern eine komplette Replika der Keramikoberfläche, die infolge der mikroskopischen Rauigkeit der Keramik eine mechanisch-verzahnende Haftung bewirkt (GRISS et al. 1977). Es sei hier vermutet, daß diese unterschiedlichen Ergebnisse durch

folgende Variablen bedingt sind: Operationstechnik, Implantatform und Funktion. Im Rattenversuch wurde gefunden, daß Al_2O_3 -Keramik beim Menschen höchstwahrscheinlich keine sarkogenetische Potenz besitzt (GRISS et al. 1977).

Die gute Biokompatibilität der Al_2O_3 -Keramik führte bereits zu einer vielfältigen Anwendung im medizinischen Bereich, so als Einzelzahnersatz (SANDHAUS 1969; MUTSCHELKNAUSS 1970; SCHULTE 1976), als Extensionsimplantate (DRISKELL 1977; MUTSCHELKNAUSS 1977), zur auto-alloplastischen Zahnreplantation (KIRSCHNER et al. 1978), als Orbitaboden-Implantate (IANCU-LÖBEL 1979), zur Defektüberbrückung (ENGELHARDT et al. 1975), zur rekonstruktiven Kieferhöhlenplastik (GEIGER 1980), als Kiefergelenke (FRENKEL 1977) und Hüftendoprothesen (HEIMKE 1974; GRISS et al. 1975; ZWEYMÜLLER 1977).

4. DIE KLINISCHE NACHUNTERSUCHUNG VON ZAHNIMPLANTATEN

Erste klinische Untersuchungen waren reine Erfahrungsberichte ohne genaueres Zahlenmaterial (LASS 1973; SALK 1972; MUTSCHELKNAUSS 1974; GRAFELMANN 1970). Vielfach wurden Statistiken aufgestellt, ohne daß reproduzierbare Kriterien für einen Erfolg oder Mißerfolg genannt werden (BRINKMANN 1977, KANTH 1977, FRENKEL 1973, LINKOW 1974, GRENOBLE 1977, SPIESSL 1976, RATHGEB 1971, ESSWEIN 1977, CRANIN et al. 1977, BABBUSCH et al. 1977, UTECH 1972 und 73, CRANIN et al. 1973, WEBER 1974, TETSCH 1977, DÄHLER 1976, KOCH 1974). Bei insgesamt 4 385 Implantaten kam es in 19% der Fälle zu einem Mißerfolg, wobei

die Angaben der einzelnen Untersucher zwischen 0 und 50% schwanken. Man kann die wahre Mißerfolgsquote sicher höher ansetzen und bei etwa 40% vermuten (TETSCH 1977), da viele Mißerfolge nicht von den Nachuntersuchungen erfaßt wurden. An reproduzierbaren objektiven Untersuchungskriterien wurden bisher die Röntgendiagnostik (SMITHLOFF et al. 1973), die Exfoliativzytologie am marginalen Parodont (TETSCH et al. 1976, SCHUH et al. 1977), der Oral-Hygiene- (OHI) und der Sulcus-Bleeding-Index (SBI) (BRINKMANN 1978), der Kaudruck (HARALDSON et al. 1977), die Intrusionsbeweglichkeit (LUKAS et al. 1980), die Tastsensibilität (MÜHLBRADT et al. 1978 und 1980), und die Sulcus-Fluid-Fließ-Rate (SCHAREYKA 1978) herangezogen. Zusätzlich sind zur Zeit Angaben zur Topographie, zur Bißlage, zur Gegenkieferbezahnung, zur Position des Implantates und die Art der provisorischen und definitiven Versorgung erforderlich, um die Untersuchungen vergleichbar zu machen.

4.1. Angaben zur Implantattragezeit

ACKERMANN und TETSCH gaben Methoden für ein Implantatzeitdiagramm an (TETSCH et al. 1975, BRINKMANN 1977). Vor allem das Diagramm nach Tetsch läßt auf einen Blick eine Übersicht über Tragezeit der Implantate, Zeitfolge der Implantationen und Zeitpunkt von Explantation zu, so daß es im folgenden angewandt werden soll. Diese Diagramme vermitteln jedoch nur einen Überblick über einen Entwicklungsstand zu einem bestimmten Zeitpunkt, so daß man für ein zeitliches Erfolgskriterium einen Zeitraum wählen sollte, der einen ausreichenden klinischen Nutzen des Implantates repräsentieren kann und der mit mindestens fünf Jahren vorgeschlagen sein soll.

4.2. Die parodontologische Beurteilung von Implantaten ("Parimplantologie")

Die parodontalen Aspekte bei Implantaten bieten wichtige Kriterien zur Beurteilung der Funktionsfähigkeit und der Prognose eines Implantates. Man kann annehmen, daß Implantate viel anfälliger gegenüber Parodontalerkrankungen sind als natürliche Zähne, die peripiläre Tasche um Implantatpfeiler war häufig der Initiator für ein Epitheltiefenwachstum, das zunächst zur Lockerung und schließlich zur Entfernung des Implantates führte (FRENKEL 1977). Dazu soll es jedoch nur kommen, wenn zuvor unter dem Epithel eine Nekrose entstanden ist (CHIARENZA 1974). Bei einem funktionsfähigen Implantat kann es zur Bildung vom Hemidesmosomen und junktionaler Epithelzellen am Implantatpfeiler kommen, die zumindest eine gewisse Schrankenfunktion auszuüben vermögen (JAMES, SCHULTZ 1974). Kommt es im intraossären Bereich des Implantates zur Ausbildung einer Bindegewebsschicht, so findet in der Entstehung von parallel zur Implantatoberfläche verlaufenden Fasern zwar eine gewisse Funktionsanpassung statt, doch ist diese sicher nicht so leistungsfähig wie die senkrecht und schräg verlaufenden Parodontalfasern am natürlichen Zahn (JAMES 1973, UTZ 1974). Für eine implantatgestützte Brücke im Seitenzahnbereich spräche jedoch die Tatsache, daß eine sonst anzufertigende partielle Prothese einen ungünstigeren Effekt auf die natürlichen Pfeiler ausüben könnte (HEDEGARD 1964).

4.2.1. Die Inspektion der peripilären Gingiva

Bei der visuellen Beurteilung der Gingiva am Implantatpfeiler können wie bei einem natürlichen Zahn folgende Befunde erhoben werden:

- Rötung
- Verlust des "Stippling"
- Blutungsneigung
- Ödematöse Schwellung
- Hyperplasie (in Anlehnung an GRANT, STERN, EVERETT 1972)

Beim Gingival-Index nach LÖE und SILNES (1963) wird neben der Plaqueakkumulation ebenfalls der Entzündungsgrad der Gingiva eingeteilt und zwar in die Grade leicht, mittel-mäßig und stark. Wie beim natürlichen Zahn ist auch die Beurteilung der Höhe der Gingiva propria von Bedeutung, dies um so mehr, als diese Höhe durch eine bereits eingetretene Alveolarkammatrophy von vornherein gering ist. BENOIT und FESTAL (1978) fordern eine minimale Höhe von 3 bis 5 mm.

4.2.2. Die Bestimmung der Plaque

Die Plaque ist ein primärer Faktor bei der Entstehung der marginalen Parodontitis wie der marginalen "Periimplantitis". Die Messung der Flächenausdehnung und der Dicke der implantären Plaque wäre deshalb ein aussagekräftiger Indikator über den Hygienezustand im Bereich des Implantatpfostens (ORBAN et al. 1969). Es kann vorausgesetzt werden, daß dieser vor allem von den Hygienemaßnahmen des Patienten abhängt, diese jedoch hängen wiederum davon ab, wie der Patient über die erforderlichen Maßnahmen instruiert wurde und wie diese durch die Form des Implantates und der Suprakonstruktion ermöglicht werden. Wenige reproduzierbare Methoden zur Bestimmung der Plaque wurden bisher angegeben (VOGELS et al. 1975). Die Sichtbarmachung der Plaque kann mit verschiedenen Farbstoffen geschehen, z.B. basischem Fuchsin, womit die Beurteilung erleichtert wird. Sowohl der

"Oral Hygiene Index" nach GREENE und VERMILLION (1975) als auch der erwähnte Gingival-Index nach LÖE erlauben eine gewisse Beurteilung der Plaqueansammlung. Nicht vergessen werden darf, daß sich die subgingivalen Konkremente der Inspektion entziehen und nur mittels der Sondierung feststellbar sind. Die Dokumentation der sichtbarmachten Plaque kann fotografisch geschehen, wobei durch einen Distanzhalter vergleichbare Aufnahmen möglich sind (BJÖRN 1964). Porzellanimplantaten soll sich wegen der glatten homogenen Oberfläche und des elektroneutralen Verhaltens kein Zahnstein anlagern (MUTSCHELKNAUSS 1974).

4.2.3. Die Bestimmung der Sulcustiefe

Die Messung der Tiefe des gingivalen Sulcus ist einfach mit Parodontometern durchzuführen. Sulcustiefen über 2 mm werden als pathologisch angesehen. Da an der Verbindungsstelle von Implantat und Gingiva ein geringfügig überhängender Bereich entsteht, sind bei Implantaten flexible Parodontometer (z.B. nach HAUER) zu verwenden. Gemessen werden jeweils drei Meßpunkte, nämlich mesial, buccal (bzw. lingual) und distal. Veröffentlichte Untersuchungen fanden Werte zwischen 1 und 7 mm Sulcustiefe an Implantaten (BRINKMANN 1978, SMITHLOFF et al. 1973, 1976, WIE et al. 1979).

4.2.4. Die Messung der Implantatbeweglichkeit

Die Parodontalspaltbreite, die Kompressibilität des Parodonts, die funktionell bedingte Struktur des Aufhängeapparates und die elastische Verformbarkeit des perialveolären Knochens bestimmen die Beweglichkeit eines natürlichen Zahnes (MÜHLEMANN 1951). Auf der anderen Seite werden diese Faktoren durch die

Größe, die Richtung und die Häufigkeit der auf den Zahn treffenden Kräfte bedingt, welche wiederum aus der individuellen Muskelkraft, der Stellung des Zahnes im Zahnbogen, eventuellen prothetischen Fixierungen (z.B. Brücke), Kronenlänge (Hebelwirkung) sowie der Gestaltung der Okklusalfäche des jeweiligen Antagonistenpaares resultiert.

Nach den bisherigen Erkenntnissen über die Aufhängung von Implantaten kann angenommen werden, daß die bindegewebige Einscheidung von Implantaten keine oder nur minderwertige funktionelle Strukturen aufweist, so daß die Implantatbeweglichkeit von der Breite der Bindegewebszone, von der Kompressibilität des Bindegewebes und der elastischen Verformbarkeit des periimplantären Knochens bestimmt wird. Die Veränderungen der visko-elastischen Rückfallkurven erlauben Rückschlüsse auf die Art der periimplantären Gewebsveränderungen (OCHSENBEIN et al. 1977). Bei einer Implantateinheilung ohne Bindegewebsinterposition kann ausschließlich der periimplantäre Knochen durch seine Verformbarkeit eine Verzögerung der Lasteinleitung bewirken. LUKAS und Mitarb. fanden beim Tübinger Sofortimplantat eine zehn mal niedrigere Intrusionsbeweglichkeit als bei natürlichen Vergleichszähnen, wobei die Art der Bewegung der Knochenverformung entsprach (LUKAS 1980). Das bedeutet auch, daß beim Kauvorgang zunächst die natürlichen Zähne intrudieren und dann die Kraft vor allem von den Implantaten aufgefangen wird, das heißt die funktionell weniger gut ausgerüsteten Implantate haben eine höhere Kraft aufzunehmen. Dies entspricht der Belastbarkeit traumatisierter Parodontien, deren Widerstand primär durch die gummielastische Qualität des umliegenden Knochens limitiert zu sein scheint (HENERS et al. 1978).

Hinzu kommt, daß die Druckperzeption an Implantaten um ein Vielfaches geringer ist als beim natürlichen Zahn (MÜHLBRADT et al. 1978) und damit ein die Kaukraft limitierender neuraler Regulationsmechanismus nahezu entfällt. Dennoch lernen die Patienten verschiedene Kaufkraftstärken zu unterscheiden, wobei die Maximalkräfte höher als bei Patienten mit entfernbarer Prothesen sind (HARALDSON et al. 1977).

Aus der Minderwertigkeit des Kraftaufnahmemechanismus ergibt sich die Notwendigkeit, bei der Suprakonstruktion auf Implantaten okklusale Interferenzen zu vermeiden, damit es nicht zu einer Traumatisierung des periimplantären Knochens kommt (JAMES 1973; NYMANN 1975; SCHWARTZ 1973; STRAZZERI 1975).

Da die Möglichkeit zur apparativen Zahnbeweglichkeitsmessung nicht gegeben war, erfolgte eine klinische Beurteilung entsprechend der Einteilung des Pa-Vertrages vom 1.10.1969:
0 = keine Lockerung, I = Lockerung gerade fühlbar, II Lockerung sichtbar, III = Zahnbeweglichkeit auf Lippen- und Zungendruck und/oder in axialer Richtung.

4.2.5. Die Messung der Sulcusflüssigkeit

Erste Hinweise auf die Existenz der Sulcusflüssigkeit finden sich bei SERRES (1817) und BLACK (1920). Die Sulcusflüssigkeit oder GCF (gingival crevicular fluid) ist ein Extravasat aus einem unter dem Saumepithel der Gingiva gelegenen Gefäßplexus. Die GCF wird als ein Indikator für den Entzündungszustand des marginalen Parodonts angesehen (BJÖRN et al. 1965, GOLUB et al. 1976, BÖDECKER et al. 1974), was

jedoch nicht ganz unumstritten ist (ORBAN et al. 1969). Kontroversen bestehen noch hinsichtlich der Frage, ob auch in einem gesunden Sulcus eine GCF gefunden wird (dies ist wohl von der Entnahmetechnik abhängig) und auf welche Weise die GCF entnommen wird (GOLUB 1976). Die Entnahme der GCF mittels Filterstreifen kann intra- und extracreviculär erfolgen. Da die extracreviculäre GCF-Entnahme in der Handhabung relativ kompliziert ist und nur geringe Mengen an Sulcusflüssigkeit liefert (BRILL et al. 1958), wurden zumeist die intracreviculären Methoden bevorzugt. Schiebt man bei dieser Methode den Filterpapierstreifen bis zum Auftreten eines Widerstandes in den Sulcus vor, so kann es zu einer Beschädigung des Sulcusepithels kommen (BRILL 1962), welche zu einer Permeabilitätserhöhung der subepithelialen Kapillaren führt (EGELSBERG 1966). Um dies zu vermeiden, schlugen LÖE und HOLM-PEDERSEN (1965) vor, den Meßstreifen nur bis an den Sulcuseingang zu bringen. Diese Methode wurde bei der GCF-Entnahme an den Implantaten wegen ihrer Schonung des peripilären Sulcus angewandt. Nach Z'GRAGGEN (1970) korrelieren intracreviculäre Methoden besser mit klinisch gefundenen Unterschieden. Die Auswertung der standardisierten Filterpapierstreifen⁺ geschieht mit einem elektronischen Verfahren, bei dem der mit GCF getränkte Filterpapierstreifen zwischen zwei Kondensatorplatten des Periotron⁺ gelegt wird und entsprechend der GCF-Menge eine Kapazitätsänderung an dem Gerät abgelesen wird. Die Angabe erfolgt in Mikroampere. Da zwischen der Kapazitätsänderung und der aufgesogenen Flüssigkeitsmenge eine lineare Proportionalität besteht, kann auf einer Eichkurve eine Umrechnung

⁺Harco Electronics, Winnipeg, Canada

erfolgen ($y_{\mu l} = 0.005 \mu A$). Bei trockenem Streifen wird die Anzeige auf 0 Mikroampere eingepegelt.

Vor der GCF-Entnahme wurde das betreffende Implantat mehrmals mit Wasser gespült, um etwaige Ablagerungen zu entfernen. Darauf erfolgte eine Trocknung mit dem Luftbläser für 10 Sekunden. Nach einem Vorschlag von GOLUB und KLEINBERG (1976) wird der Flüssigkeitsspeicher durch Abziehen von Flüssigkeit zunächst in einen labilen Zustand versetzt, um dann die in einer Zeiteinheit nachfließende Flüssigkeitsmenge, die Sulcus-Fluid-Fließ-Rate (GCF flow) zu messen. In dem standardisierten Verfahren mit dem Periotron-Gerät wird zunächst ein Filterstreifen für 3 Sekunden an den Sulcuseingang gelegt und nach einem Zeitintervall von 27 Sekunden eine wiederum 3 Sekunden dauernde intracreviculäre GCF-Messung vorgenommen.

Die beschriebene Methode besitzt die Vorteile, daß sie leicht reproduzierbar ist, eine hohe Meßgenauigkeit besitzt und das Meßergebnis sofort vorliegt (LANGE et al. 1979). Bei der Beurteilung der Ergebnisse ist jedoch zu bedenken, daß der Einfluß des Untersuchers (vor allem hinsichtlich des Einlegedruckes des Filterpapierstreifens) nicht zu standardisieren ist (Z'GRAGGEN 1970).

II. Teil

(Eigene Untersuchungen)

5. DIE IMPLANTATFORM

Durch die zwangsläufig halboffene Form eines Zahnimplantates, läßt sich dieses in einen intra- und einen extra-ossären Teil untergliedern. Wegen der verschiedenen Erfordernisse an diese Teile, sind diese im folgenden getrennt abgehandelt. Da nach den bisherigen Erfahrungen der Implantologie die sogenannten Blatt-, Klingen-, blade vent-, Keil- oder Extensionsimplantate, soweit sie mit natürlichen Zähnen über konventionelle Brücken verankert waren, die höchste Erfolgsrate aufwiesen (TETSCH 1977; BRINKMANN 1977), beschränkte sich die vorliegende Studie bewußt nur mit der Entwicklung eines Implantates auf diese Indikation. Das erste Implantat einer derartigen Form wurde von LINKOW (1968) vorgestellt. Da weiterhin bekannt ist, daß der Unterkiefer aufgrund seiner knochenstrukturellen Bauweise besser zur Eingliederung und zur Lastaufnahme durch Implantate geeignet ist, die Verkürzung der unteren Zahnreihe von distal eine häufige und mit konventionellen Methoden erschwert behandelbare Situation ist, erfuhr die Entwicklung des Implantates eine weitere Beschränkung auf diesen Bereich. Erst später wurde auch die Möglichkeit zur Implantation im Oberkieferseitenzahnbereich berücksichtigt.

5.1. Der intraossäre Teil

Der intraossäre Teil eines Extensionsimplantates muß zunächst einmal der anatomischen Struktur der Implantatregion entsprechen. Begrenzende anatomische Strukturen sind nach anterior der nächste natürliche Zahn, nach kaudal der Canalis mandibularis und im Bereich des zweiten und dritten Molaren der untersichgehende Bereich unterhalb der Crista mylohyoidea. Nach posterior sind einer Implantation dadurch Grenzen gesetzt, daß der aufsteigende Ast des Unterkiefers in seinem vorderen Anteil dünn und keilförmig zuläuft und somit nur wenig Raum für einen Implantatkörper und dessen Retention bietet. Das Prinzip eines Extensionsimplantates besteht nun darin, sich in der betreffenden anatomischen Region intraossär möglichst weit auszudehnen, so daß es der Lastaufnahme des Kaudruckes in seinem funktionell nicht optimal ausgebildeten Knochenlager entsprechen kann. CRANIN und DENNISON (1971), sowie BAUMHAMMERS (1972) forderten deshalb eine individuell maximale Ausdehnung für jeden Patienten. Diese Ausdehnung ist besonders deshalb erforderlich, da die Hauptlast von der mehr oder weniger weitmaschigen Spongiosa übernommen wird. Daraus ergibt sich das Bestreben, Implantate (entsprechend den Kenntnissen der modernen Osteosynthese) möglichst in der Knochenkompakta abzustützen (FRENKEL 1973; LASS 1974; PRUIN 1974; SPIESSL 1974; PASQUALINI 1977) was jedoch einen erhöhten, häufig in der zahnärztlichen Praxis nicht durchführbaren operativen Aufwand erfordert. Den gleichen Zweck verfolgen Implantate mit lateralen Extensionen an der Implantatschulter (FAGAN et al. 1977). Kann das Implantat ausreichend im Knochen versenkt werden, so kommt es zu einer Restitution der kortikalen Lamelle über den Extensionen des

Implantates. Dazu muß das Implantat in seiner kranio-kaudalen Ausdehnung zwischen der Kortikalis des Alveolarkammes und dem Canalis mandibularis einzupassen sein. Der vertikale Pfosten muß ausreichend lang sein (BAUHAMMERS 1972). Daß es zu einer knöchernen Regeneration über der Implantatschulter und durch Perforationen bis zu einem Durchmesser von 0,5 mm kommt, wurde vielfach nachgewiesen (HARRIS et al. 1971; SMITHLOFF et al. 1972; JACOBS et al. 1974; RICHARDS 1974; PICTON 1974; NATIELLA et al. 1974; CROSS et al. 1974).

Die meisten im Gebrauch befindlichen Extensionsimplantate sind mit Perforationen oder Einschnitten versehen, um durch das Einwachsen des Knochens eine Verbesserung der Retention und vor allem eine Vergrößerung der Übertragungsfläche für vertikal auftreffende Kräfte zu erreichen (siehe Abb. 1). Vielfach wurde darauf hingewiesen, daß sich spitze Winkel und schiefe Ebenen ("Keilform") ungünstig auf das Knochenlager auswirken, d.h. daß es in diesen Bereichen durch Drucküberhöhung zu Osteolyse kommt (KANTH 1972; LHOTSKY 1972; LASS 1972; PRUIN 1974; RANDZIO 1975). Man befürchtet in der Folge ein Absinken des Implantates in seinem Knochenlager. MÜHLEMANN (1975) nimmt an, daß es durch die Einkeilung zur Entstehung eines piezoelektrischen Elementes kommt, welches einen Knochenabbau herbeiführt. In diese Überlegungen zur Form des Implantates müssen auch die Untersuchungen von NOTHDURFT (1956) einbezogen werden, der zeigte, daß über das Auftreten und Ausbleiben von Sarkomen die physikalische Form und nicht die chemische Natur der Implantate entscheidet.

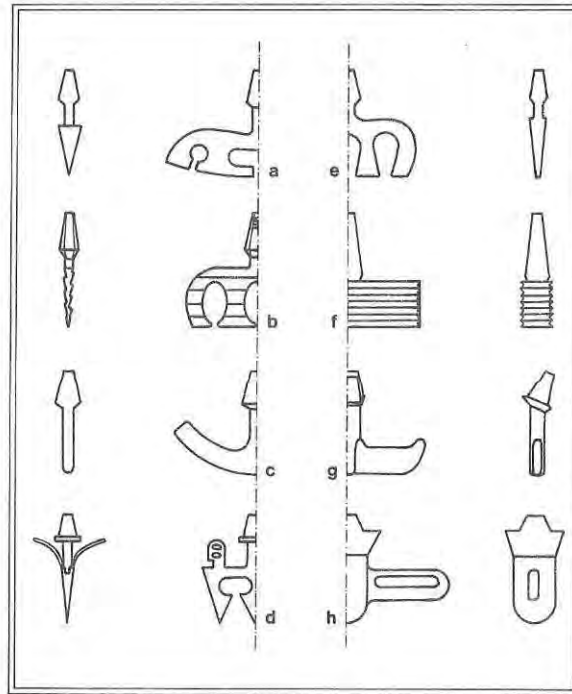


Abb. 1: Typische Formvarianten bekannter
 Implantate a, n. LINKOW, b, n. LINKOW, c,
 Ankerimplantat, d, n. HEINRICH, e, n. HÄFNER,
 f, n. DRISKELL und HELLER, g, n. KOCH

Mit spannungsoptischen Untersuchungen wurde versucht, die Beanspruchung des Implantatlagere durch die Implantatform besser beurteilen zu können. Den Ergebnissen muß jedoch vorausgeschickt werden, daß es sich dabei nur um ein idealisiertes zweidimensionales Modell handelt, welches die Kraftübertragung im Knochen nur teilweise simulieren kann, und daß zudem die Vorgänge, welche einen Knochenan- oder -abbau bedingen, noch nicht bekannt sind (RANDZIO et al. 1977). Man kann jedoch annehmen, daß Knochen in Bereichen extremer Unter- und Überlast abgebaut wird, was bereits WOLFF (1892) feststellte. Die Ergebnisse der spannungsoptischen Untersuchungen besagen, daß Spitzen und Kanten vermieden werden sollten, daß die dadurch erforderlichen Verrundungen einen möglichst großen Radius aufweisen sollten, daß der basale Abschluß der Implantate geschlossen sein sollte, daß möglichst zusätzliche Übertragungsflächen geschaffen werden und eine marginale Abstützung des Implantatpfeilers vermieden werden sollte (RANDZIO 1975, 1977; MUNIR et al. 1975; RIEDMÜLLER et al. 1977).

Einen weiteren Einfluß auf die Formgestaltung des intra-ossären Teiles eines Implantates nehmen die Material- und Biokompatibilitätseigenschaften des verwendeten Werkstoffes, sowie dessen Oberflächenmikrostruktur und die Tatsache, daß das Implantationsbett ohne großen traumatischen Einfluß auf den Knochen, mit einfachen praxisüblichen Mitteln und einer möglichst großen Genauigkeit geschaffen werden kann.

Zusammengefaßt sind also folgende Parameter bei der Formgestaltung des intraossären Teiles eines Implantates von Bedeutung:

1. Anpassung und optimale Ausnutzung der anatomischen Struktur
2. Ausreichend tiefe Versenkbarkeit
3. Günstige Mikrostruktur der Oberfläche
4. Konsequente Oberflächenvergrößerung (Makrostruktur)
5. Günstige Belastungsverteilung (Verrundung der Makrostruktur)
6. Möglichst atraumatische, einfach und genau durchführbare Schaffung des Implantationsbettes

In Abb. 2 sind die verschiedenen Entwicklungsstufen des Extensionsimplantates gezeigt. Bei der groben Übersicht zeigt sich eine zunehmende Verfeinerung der Form. Das erste Implantat war noch für eine zweizeitige Implantation vorgesehen, wie sie zuerst von ZNAMENSKY (1891) und später von VISCIDO (1974), KOCH (1976) und anderen angegeben wurde. Bei dieser Art der Implantation wird das Implantat erst nach Ablauf der Einheilungsphase belastet. Dies erfordert jedoch eine relativ große Insertionsbasis für den späteren prothetischen Aufbau und führt zudem zur Entstehung einer unhygienischen Zone im Bereich der peripilären Mucosa. Bei dem hier gezeigten Implantat war eine ausreichende Versenkung, die zu einer Knochenregeneration über den

Extensionen führen könnte, nicht möglich. Dies gilt ebenfalls für das zweite Implantat, welches bereits mit einem festen Pfeiler versehen war. Die durch die Perforationen möglichen Knochenbrücken erschienen jedoch zu schwach und das Implantat wies noch zu stark ausgeprägte Kanten auf. Dies führte schließlich zu der dritten Form, welche die Grundform der danach noch erfolgten Modifikationen darstellt. Um eine ausreichende Versenkung zu ermöglichen, wurde die Höhe des vertikalen Pfostens auf Kosten der Höhe der horizontalen Extensionen

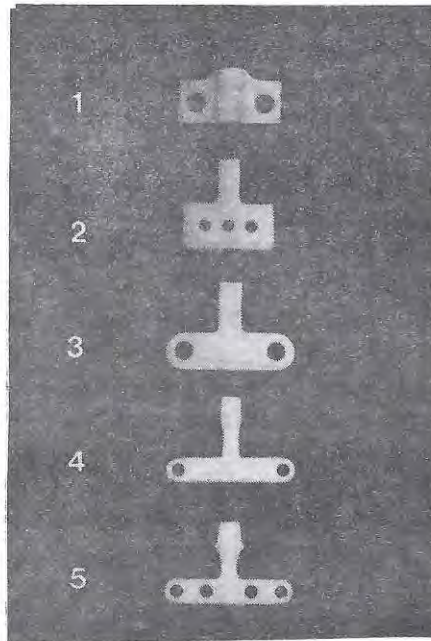


Abb. 2: Die fünf Entwicklungsstufen des Extensionsimplantates

vergrößert. Um die Kontaktfläche zwischen Implantat und Knochen zu vergrößern, wurden zusätzliche Perforationen angebracht.

Abb. 3 zeigt die Konstruktionsbezeichnung der zuletzt entwickelten Form. Der intraossäre Teil ist durchweg verrundet und weist auf einer Länge von 22 mm vier Perforationen auf. Die gesamte Oberfläche des intraossären Teiles beträgt 280 mm^2 . Bei senkrechter Belastung verteilt sich der Druck auf 70 mm^2 und bei horizontaler Belastung auf 140 mm^2 . Diese Flächenverteilung trägt damit der Tatsache Rechnung, daß bei einer Horizontalbelastung um den Faktor 2 - 3 höhere Spannungen auftreten (RIEDMÜLLER et al. 1978).

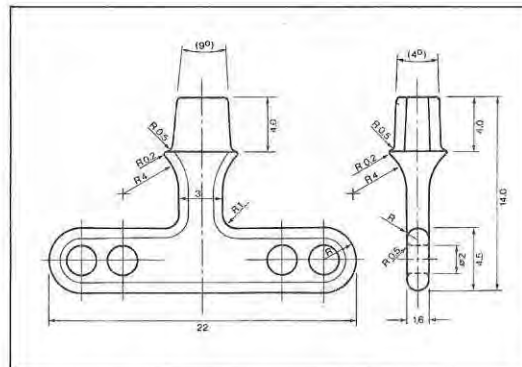


Abb. 3: Die Konstruktionszeichnung des Extensionsimplantates

5.2. Der extraossäre Teil

Der extraossäre Teil dient der Aufnahme einer prothetischen Suprakonstruktion, d.h. als Brückenpfeiler. Um dieser Funktion zu genügen, muß der Implantatpfosten die gleichen Voraussetzungen erfüllen wie ein natürlicher präparierter Brückenpfeiler. Es muß ausreichend Raum zum Antagonisten vorhanden sein, er muß eine gewisse Konizität aufweisen, um bei Disparallelität der Pfeiler keine Zwischenkrone erforderlich zu machen und er darf die Retention von Speiseresten nicht begünstigen, damit hieraus keine Entzündung der peripilären Mucosa resultiert. In Abb. 4 sind vier prinzipiell mögliche Pfeilerformen jeweils mit und ohne Stufe schematisch dargestellt. Dabei erweisen sich die Entwürfe a) wegen der fehlenden Konizität und die Entwürfe c) wegen ihrer ausladenden Gestaltung im Bereich des marginalen Parodonts als ungünstig.

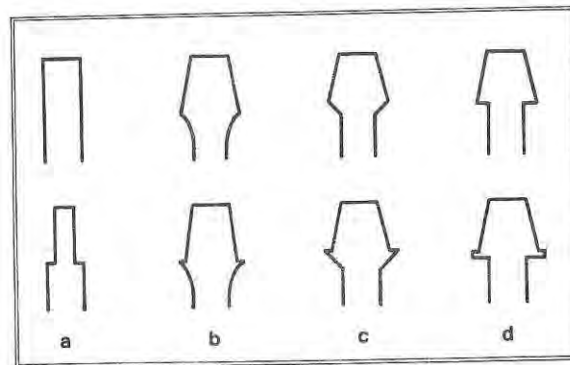


Abb. 4: Schematische Darstellung möglicher Implantatpfeiler mit und ohne Konus, mit und ohne Stufe.

Allein eine abgerundete Form wie sie unter b) gezeigt ist, vermag diesem kritischen Bereich, in dem die epidermale Integrität verletzt wird, zu entsprechen. Eine Stufe erscheint dabei günstiger, da sie bei exakter Paßgenauigkeit der Suprakonstruktion am ehesten einen nahtlosen Übergang zwischen Implantat und Krone ermöglicht, während bereits geringe überstehende Ränder der Speiseretention und damit einer marginalen Parodontitis Vorschub leisten. Der hier entwickelte Pfosten divergiert im Bereich des marginalen Parodonta in abgerundeter Form in einem Winkel von 45° , hat eine abgerundete Stufe mit einer Breite von 1,5 mm und weist einen Konus von anterior-posterior 9° und bukkolingual 4° auf (Abb. 3).

6. DIE IMPLANTATIONSTECHNIK

6.1. Die Operationsplanung

Zur Planung der Implantation sind folgende - in Kap. 2 zum Teil bereits beschriebene - Maßnahmen erforderlich:

1. Allgemeinmedizinische Beurteilung
2. Inspektion
3. Zahnärztliche Befunderhebung und evtl. erforderliche Vorbehandlung
4. Palpation des zur Implantation vorgesehenen Bereiches
5. Herstellung von Modellen beider Kiefer und Montieren in zentrischer Relation
6. Röntgenaufnahmen vom vorgesehenen Implantationsbereich in zwei Dimensionen
7. Eingehende Aufklärung des Patienten in Kenntnis der erhobenen Befunde

Sind die vorgenannten Punkte der Reihe nach durchgegangen und hat man sich zu einer Implantation entschlossen, so kann man mit der Planung der Implantation beginnen. Um das Implantat zusätzlich zu stabilisieren und eine Einheilung unter funktionellen Bedingungen zu erreichen, muß eine prothetische Schiene vorbereitet werden, die sofort nach dem Einsetzen des Implantates eingesetzt werden kann und den funktionellen Anforderungen genügen kann. Dazu ist es zunächst erforderlich, die spätere Position des Implantates zu bestimmen. Zur Festlegung in der Sagittalebene dient dabei die tomografische Röntgenaufnahme des Unterkieferseitenzahngebietes, welche uns Auskunft gibt über die Höhe des Alveolarkammes über dem Can. n. alv. inf. und die nötige Distanz zu den Wurzeln der anteorstehenden natürlichen Zähne. Eine durchsichtige Schablone der Umrisse des Implantates in einer der Röntgentechnik entsprechenden Vergrößerung erleichtert dies. In der Frontalebene ist bei der Positionierung des Implantates der Palpationsbefund, die Röntgenaufnahme in axialer Richtung und das Modell hilfreich. Nicht vergessen werden darf die Relation zum Gegenkiefer, damit das Implantat eine möglichst axiale Belastung erfahren kann. Mit diesen Mitteln kann man jetzt auf dem Modell die spätere Lage des Implantatpfostens einzeichnen. Um diese Lage später auf den Operationsbereich übertragen zu können, kann eine Tiefzieh-schablone auf diesem Modell hergestellt werden, die man im Bereich der vorgesehenen Implantatpfosten perforiert. So ist es möglich, die vorbestimmte Position auf der Mucosa anzuzeichnen. In diesem Stadium empfiehlt es sich auch eine diagnostische Präparation der vorgesehenen natürlichen Pfeiler durchzuführen.

Jetzt kann der Patient zur Präparation der Zähne einbestellt werden. Beginnt die Lücke distal der Zähne 35 oder 45, so ist es vorteilhaft, beide Prämolaren zu präparieren. Ist jedoch der erste Prämolare kariesfrei, sollte man ihn vor diesem Eingriff bewahren. Auch bei distal des ersten Prämolaren beginnenden Freierendlücken sollten, wenn möglich, zwei Zähne, also der erste Prämolare und der Eckzahn präpariert werden. Beginnt die Freierendlücke bereits distal des Eckzahnes oder sind noch weniger Zähne vorhanden, so müssen zusätzliche Implantate eingesetzt werden. Sind die Zähne präpariert, nimmt man erneut einen Abdruck, bestimmt die Relation und montiert die Modelle im Artikulator. Die präparierten Zähne werden mit provisorischen Kronen versehen.

Auf dem zweiten Modell wird ein Langzeitprovisorium einer Brücke von den präparierten Zähnen auf das Implantat aus heißpolymerisiertem und poliertem PMMA-Kunststoff erstellt. Im Bereich des späteren Implantatpfostens ist die Krone entsprechend ausgehöhlt und zwar so, daß sie nach Möglichkeit keinen Kontakt zum Pfosten aufweist.

6.2. Die Schnittführung

Bevor das Implantationsbett im Knochen geschaffen werden kann, muß die darüberliegende Schleimhaut mobilisiert werden. Hierzu sind einige Vorüberlegungen erforderlich, da die Schnittführung einerseits ein möglichst geringes Gewebetrauma hervorrufen soll, andererseits jedoch auch einen ausreichend großen Operationsraum bieten muß. An den intraoperativen Schutz der mobilisierten Mucosa sowie be-

nachbarter anatomischer Strukturen muß ebenso gedacht werden wie an den postoperativen Schutz der Knochenwunde und eine möglichst optimale Anlagerung der Mucosa an den Implantatpfosten.

Die Mobilisation der Schleimhaut kann von einem geraden Schnitt ausgehen, der über der zu schaffenden Knochenrinne ausgeht (Abb. 5a). Dabei ist nur eine geringe Mobilisation des Mukoperiostlappens nötig. Als nachteilig erweist sich, daß die spätere Naht - welche niemals vollkommen speicheldicht ausgeführt werden kann - direkt über den Knochendefekt zu liegen kommt und somit einer Infektion Vorschub geleistet werden kann. Des weiteren kommt der anteriore Schenkel des Schnittes unter die spätere Suprakonstruktion zu liegen, was eine Speise- und Detritusretention in diesem Bereich begünstigen kann. Wie beispielsweise bei einer Zystektomie erweist es sich auch hier als vorteilhafter, die Schnittführung und damit auch die spätere Naht außerhalb des Knochendefektes zu legen. Hierzu bieten sich mehrere Möglichkeiten an (Abb. 5 b - d).

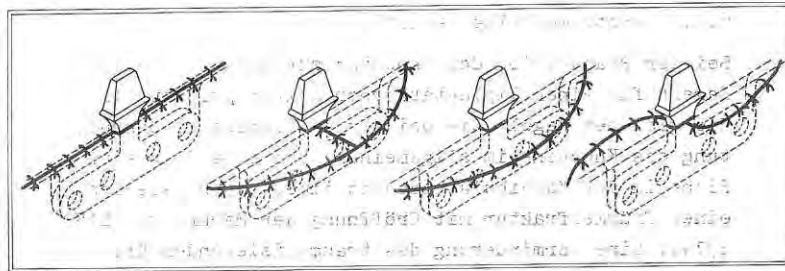


Abb. 5: Schnittführungen zur Implantation von Extensions-implantaten: a, gerader Schnitt über der Knochenrinne, b, inzidierter Poncholappen, c, perforierter Poncholappen, d, S-förmige Schnittführung.

Die Abb. 5b und c zeigen den sogenannten "Poncholappen" (HOEXTER et al. 1975). Dieser ist durch eine vestibuläre, dreiachteckkreisförmige Schnittführung und eine Perforation im Bereich des Implantatpfostens gekennzeichnet. Der Muskosaperiostlappen muß dabei weit nach lingual abpräpariert werden, damit er ausreichend gedehnt werden kann, um ihn über den Pfosten zu ziehen. Dabei muß peinlichst darauf geachtet werden, daß weder bei der Präparation des Lappens, noch bei der Dehnung oder einer evtl. nötigen Periostschlitzung eine Läsion des N. lingualis oder des Ausführungsganges der Gl. submandibularis erfolgen kann. Will man diese Komplikationsmöglichkeiten vermeiden, so erleichtert ein senkrecht auf den Pfosten zuführender Schnitt das Vorgehen (Abb. 5b). Man erhält somit eine ausreichende Abdeckung der Knochenrinne, eine gute Adaptation des Lappens im Bereich des Pfostens und eine hygienische Zone unter dem Zwischenglied der unmittelbar postoperativ einzusetzenden Brücke. Das gleiche Ziel kann man mit einer S-förmigen Schnittführung, welche die Knochenrinne im Bereich des Pfostens überschneidet, erreichen (Abb. 5d, BAUMHAMMERS et al. 1972).

6.3. Die Schaffung des Implantationsbettes

6.3.1. Instrumentelle Methodik

Bei der Präparation des Knochens zur Schaffung eines Lagers für einen Implantatkörper gelten prinzipiell die gleichen Regeln wie bei der chirurgischen Bearbeitung des Knochens im allgemeinen. Die Schaffung einer Rinne in der Mandibula bedeutet immer das Herstellen einer Trümmerfraktur mit Eröffnung der Markräume (LASS 1974). Eine Verminderung des traumatisierenden Effektes

ist zum einen durch eine geringe Umdrehungszahl (LENTRODT et al. 1974) und durch Kühlung (SEEGER et al. 1978) zu erreichen. Als günstiger Nebeneffekt der Kühlung ist das Fortspülen abgefräster, verschmierter Knochenpartikel anzusehen, welche postoperativ nekrotisieren und den Heilungsvorgang negativ beeinflussen. Die Kühlung kann durch die manuelle Applikation der Spülflüssigkeit aus einer Einmalspritze oder über einen kontinuierlichen Spülstrahl erfolgen, welcher - durch eine Rotations-, Druckluft- oder Behälterkompressionspumpe erzeugt - von außen auf die Fräse gerichtet sein kann oder durch die Fräse verlaufend, diese an ihrer Peripherie verlassen kann (KIRSCHNER et al. 1975). Am günstigsten sind die kontinuierlich innengekühlten Fräsen (SEEGER et al. 1978). Daß die Durchführung der Operation unter den in der Mundhöhle möglichen aseptischen Kautelen geschieht, zur Spülung nur sterile physiologische Kochsalzlösung verwendet wird und die Frästemperatur durch stumpfe Fräsen nicht erhöht wird, ist selbstverständlich.

Bei der Implantation von Extensionsimplantaten kommt es niemals zu einer sofortigen Anlagerung des Knochens an den gesamten intraossären Teil des Implantates. Immer muß eine Reossifizierung der Bereiche über den Extensionen (oder bei der lateralen Implantation seitlich derselben) und im Bereich der Perforationen oder Einschnitte erfolgen. Dies macht es erforderlich, daß die in primären Kontakt mit den Implantatoberflächen tretenden Knochenflächen diesen möglichst genau angepaßt sein müssen. Dies ist umso wichtiger, als die primäre Paßgenauigkeit die primäre Stabilität des Implantates entscheidend bestimmt (TETSCH 1973).

Man nimmt an, daß Mikrobewegungen unterminierende Resorptionsvorgänge zwischen Implantat und Knochen hervorrufen (RAHN 1976) und die Qualität des marginalen Epithelabschlusses beeinflussen (RANDZIO et al. 1974). Nach einer Implantation laufen im Prinzip die gleichen Heilungsvorgänge ab, wie nach einer Fraktur (HAM et al. 1972). Dies bedeutet, daß entsprechend den Verfahren der Kompressionsosteosynthese eine primär exakte Anpassung von Implantat und Knochen und ein zusätzlich ausgeübter Druck eine besonders kallusarme, primäre Knochenheilung bewirken (LUHR 1972, REUTHER 1977). Dabei ist noch umstritten, ob nun das Gewicht mehr auf dem Einwirken funktioneller Reize (ROUX 1895, STELLMACH 1959) oder der Lagestabilisierung (RANDZIO et al. 1974) liegt.

Soll ein Implantationsverfahren eine gewisse Verbreitung erfahren, so muß darauf geachtet werden, daß seine Anwendung mit praxisüblichen oder einfach adaptierbaren Mitteln leicht erlernbar und durchführbar ist und mit möglichst geringen Risiken für den Patienten verbunden ist.

Die instrumentelle Methodik eines Implantationsverfahrens muß also 1. schonend, 2. genau, 3. einfach und 4. ungefährlich durchführbar sein.

Die Schaffung einer Rinne im Knochen kann grundsätzlich mit seitlich schneidenden Spiralbohrern oder mit an ihrem Umfang schneidenden Radfräsen geschehen. Die Möglichkeit, die Rinne mittels einer Oszillationssäge herzustellen

(TETSCH 1973 und 1974), wurde von vornherein nicht weiter verfolgt, da sie mit praxisüblichen Mitteln nicht durchführbar ist. Will man eine Rinne mittels Spiralbohrern mit ausreichender Genauigkeit ausfräsen, so ist es erforderlich, daß die Bohrer durch entsprechende Bohrlehren geführt werden. Dazu wurden verschiedene Modelle entwickelt, welche in Abb. 6 dargestellt sind⁺. Das Problem bestand darin, die Bohrlehren oder Schablonen für ihre Führungsfunktion ausreichend zu fixieren. Dies wurde 1. mit Stiften versucht, welche die Tiefe der Knochenrinne vorgeben und für die vor dem Einsetzen der Schablone entsprechende zylindrische Schächte gefräst werden müssen (Abb. 6a), 2. mit dünnen Nägeln, mit Hilfe derer die Schablone durch festen Fingerdruck in der Kortikalis fixiert wird (Abb. 6b) und 3. mit Hilfe von zwei Spiralbohrern, mit denen die Schablone zunächst fixiert wird, um mit einem dritten Spiralbohrer die Rinne auszuschachten (Abb. 6c). Die Schablonen sind durch Fäden extraoral gesichert. Die Spiralbohrer wurden sowohl mit einem Anschlag hergestellt, der die Versenkungstiefe des Implantates vorgibt und ein zu tiefes Vordringen etwa in den Bereich des Can. mandib. verhindert, als auch ohne diesen. Ohne daß eine meßinstrumentelle Untersuchung erforderlich wurde, erwiesen sich diese Verfahren als zu ungenau, da in keinem Fall eine ausreichende Stabilisierung der Schablone gelang.

Aus diesem Grunde wurden darauf Radfräsen benutzt, welche per se bereits eine gewisse Richtungsstabilität aufweisen.

⁺Ausführung: Gebr. Brasseler, Lemgo (6a und b).

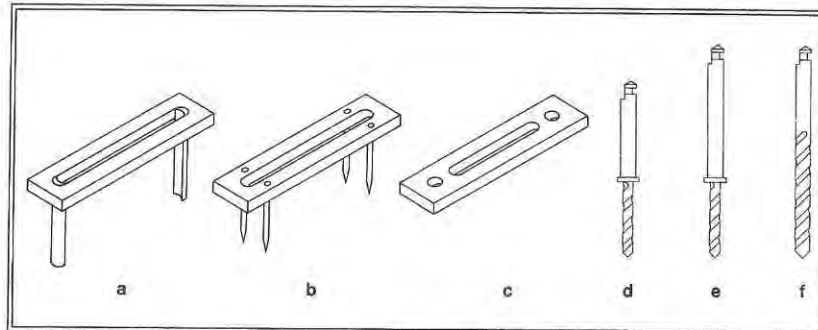


Abb. 6: Bohrlehren zur Führung von seitlich schneidenden Spiralbohrern

Zunächst wurden vier Radfräsen in aufsteigender Größe angewandt, doch erwies sich bald, daß zwei Radfräsen ausreichen und zudem den Vorgang vereinfachen. Der Vorgang ist in Abb. 7 schematisch dargestellt. Zunächst wird mit der Fräse 1 die Lage, Richtung und Länge der Knochenrinne vorgegeben, um anschließend mit der Fräse 2 die Breite der Rinne derjenigen des Implantates soweit anzupassen, daß dieses noch einer Druckausübung bedarf, um es zu fixieren, und um die Versenkungstiefe durch den Radius der Fräse festzulegen. Da die Fräse 2 groß genug ist, ist sie mit Innenkanälen versehen, welche vom zentralen Schaft zur Peripherie verlaufen und eine Innenkühlung der Fräse erlauben⁺. Ein Negativum der Radfräsen ist es, daß es durch Verkanten zum Heraus-schleudern der Fräse kommen kann. Auf jeden Fall muß

⁺Ausführung: Gebr. Brasseler, Lemgo

die Fräse mit einem Scheibenschutz abgedeckt sein. Da nach Anwendung der Radfräse an den Enden der Knochenrinne Rundungen entstehen, müssen diese anschließend mit einer Spiralfräse so ausgeschachtet werden, daß die Rinne in ihrer gesamten Länge die gleiche Tiefe aufweist. Diese legt durch einen Anschlag die Versenkungstiefe fest. Die Implantatrinne ist jetzt fertig zur Aufnahme des Implantates.

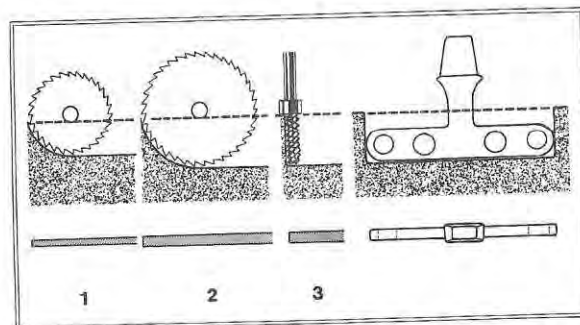


Abb. 7: Mit der Radfräse 1 wird die Richtung der Rinne in der Horizontalen sowie der Winkel zur Vertikalen festgelegt. Die Radfräse 2 gibt die Breite der Rinne durch ihre Dicke und die Versenkungstiefe des Implantates durch ihren Radius vor. Die Fräse 3 dient zur Ausschachtung der durch die Radfräsen entstandenen Rundungen am Boden der Rinne.

6.3.2. Die praktische Durchführung

Bei der praktischen Durchführung der Schaffung des Implantationsbettes geschieht die Ausrichtung der Radfräsen nach folgenden Richtlinien:

1. Die Rinne muß durch den vorher am Modell festgelegten und durch die Tiefziehschablone übertragbaren Punkt verlaufen, der die Lage des Implantatpfostens angibt.
2. Der Einsetzwinkel der Radfräse muß der Kaukrafttrichtung entsprechen, die durch den Gegenkiefer vorgegeben ist. Die Kaukraft soll axial auf das Implantat übertragen werden (Abb. 8).

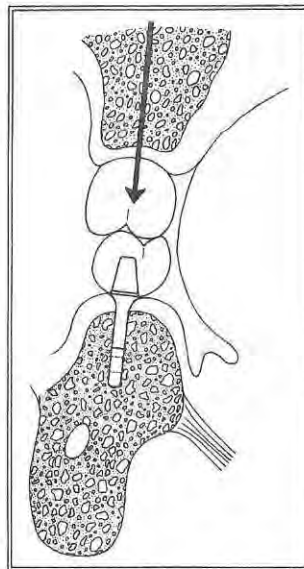


Abb. 8: Die Kaukraft soll axial auf den Implantatkörper wirken.

3. Das Einsetzen der Radfräsen muß an den präparierten, natürlichen Zähnen in der Weise ausgerichtet werden, daß eine Anfertigung von Zwischenkronen vermieden wird (Abb. 9).

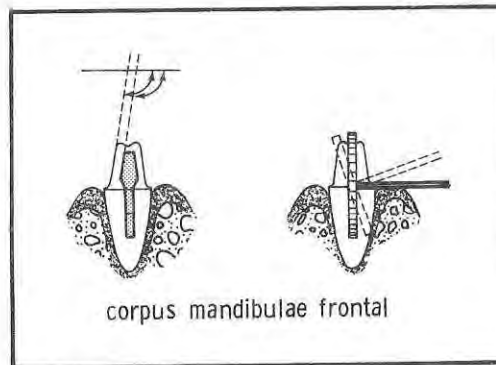


Abb. 9: Beim Einsetzen der ersten Radfräse muß auf die Parallelität zu den natürlichen Pfeilerzähnen geachtet werden.

4. Die anatomischen Gegebenheiten dürfen bei den eben genannten Überlegungen nicht außer acht gelassen werden.

6.4. Das Einsetzen des Implantates

Ist die Knochenrinne mit ausreichender Exaktheit hergestellt worden, kann dem Implantat in der Regel durch Fingerdruck eine ausreichende Primärstabilität verliehen

werden. Sollte dies jedoch nicht der Fall sein, kann mit einem kunststoffbeschichteten, schmalen, stumpfen Meißel das Implantat tiefer in die Spongiosa eingetrieben werden, so daß es stabilisiert wird. Unbeschichtete Instrumente müssen vermieden werden, da es durch die plötzliche Stoßkraft beim Hammerschlag zum Bruch der Keramik kommen kann oder zumindest Mikrorisse hervorgerufen werden können, welche sich in der Folgezeit zu einem Bruch entwickeln können. Ein Bruch des Implantates durch Hammerschlag ereignete sich in zwei Fällen. Nach Entfernung der Fragmente wurden neue Implantate eingesetzt. Auf die beschriebene Weise läßt sich auch eine Inkongruenz mit der Kaukrafttrichtung und insbesondere mit der Einschubrichtung der präparierten natürlichen Zähne im Sagittalschnitt vermeiden.

6.5. Der Wundverschluß

Der Mukosaperiostlappen wird abschließend in seine ursprüngliche Position zurückgeklappt und mit einfachen Knopfnähten fixiert. Bei der geraden und der S-förmigen Schnittführung über dem Implantationsbett sollte um den Implantatpfosten zur besseren Adaptation der peripilären Mukosa eine Matratzennaht gelegt werden. Dies ist beim sog. Poncholappen nicht erforderlich, doch muß hier jetzt eine Perforation geschaffen werden, die über den Pfosten gezogen werden kann, bevor der Wundverschluß erfolgt. Zusätzlich kann die Wunde in den ersten fünf postoperativen Tagen durch einen Parodontalverband geschützt werden, welcher durch die noch einzusetzende provisorische Brücke gut zu fixieren ist.

7. DIE PROTHETISCHE SUPRAKONSTRUKTION

7.1. Die temporäre prothetische Immediatversorgung

Die prothetische Immediatversorgung hat zwei Aufgaben: Sie soll das Implantat stabilisieren und bereits in der Einheilungsphase eine funktionelle Belastung auf das Implantat bewirken.

Da die Position des Implantatpfostens vor der Implantation nicht mit ausreichender Genauigkeit festgelegt werden kann, muß unmittelbar nach dem Einsetzen des Implantates eine Anpassung des vorbereiteten Provisoriums im Bereich des Implantatpfostens erfolgen. Bei einer ersten Einprobe des Provisoriums wird überprüft, daß dieses im Bereich der präparierten Zähne eine gute Paßgenauigkeit besitzt und im Bereich des Implantatpfeilers durch die Aushöhlung keinerlei Kontakt mit diesem aufweist. Es darf also durch das Provisorium kein Druck auf das Implantat ausgeübt werden. Die provisorische Brücke wird dann nochmals abgenommen, damit der Wundbereich mit Spannungsgummi abgedeckt werden kann, welcher mit einer Perforation für den Implantatpfosten versehen wurde. Dies hat den Zweck, den Wundbereich vor den jetzt zur Anwendung kommenden Materialien zu schützen und zu vermeiden, daß der Kunststoff in untersichgehende Bereiche fließt. Jetzt kann die Aushöhlung mit kaltpolymerisierendem PMMA-Kunststoff beschickt und das Provisorium im Munde eingesetzt werden. Nach Erhärtung des Kunststoffes erhält man eine genau angepaßte Positionierung der provisorischen Brücke im Bereich des Implantatpfostens. Die Brücke wird daraufhin nochmals entfernt, damit überschüssige Kunststoffanteile und Rauhig-

keiten beseitigt und der kaltpolymerisierte Bereich poliert werden können. Ein Kontakt des Kunststoffes mit der Mukosa wird ebenso wie überhängende Teile vermieden (Abb. 10). Abschließend wird das Langzeitprovisorium mit einem temporären Zement fest eingesetzt.

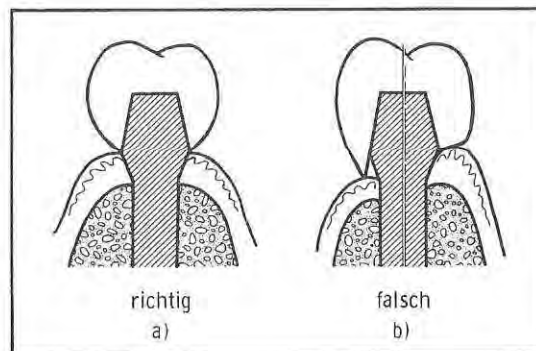


Abb. 10: Der Kronenrand der provisorischen und definitiven Suprakonstruktion soll nicht in Kontakt mit der Mukosa stehen und eine Speisetetention durch überstehende oder zu weit ausladende Ränder nicht begünstigen.

Wegen der noch bestehenden Anästhesie im Operationsgebiet ist eine exakte Überprüfung der Okklusion nicht möglich. Es sollte jedoch zu diesem Zeitpunkt zumindest eine grobe Überprüfung der interokklusalen Kontakte mit einer Okklusionsprüffolie erfolgen. Diese Kontrolle und ggf. Korrektur muß bei den beiden ersten Kontrollterminen nochmals

geprüft werden, da man sonst von Beginn an eine unphysiologische Belastung des Implantates riskiert. Das Augenmerk ist dabei nicht so sehr auf eine anatomische Rekonstruktion der Kaufläche zu richten als darauf, daß die tragenden Höcker der Oberkieferzähne in der zentrischen Relation eine möglichst axiale Belastung des Implantates bewirken und daß durch eine eck- und frontzahngeführte Disklusion keine Kontakte in der Medio-, Latero- und Protrusionsbewegung auftreten.

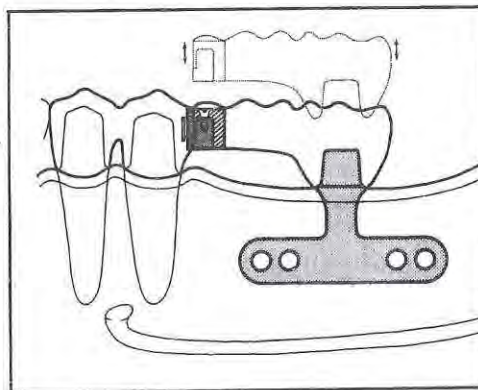
Während zunächst aus Vorsichtigkeit die Langzeitprovisorien für ca. sechs bis neun Monate belassen wurden, wurde diese Frist im Laufe der Untersuchung ständig verkürzt. Es zeigte sich nämlich, daß trotz sorgfältiger Bearbeitung der Kronenränder aus Kunststoff, dieser sowohl auf das marginale Parodont der natürlich beschliffenen Zähne als auch auf die peripiläre Mukosa einen ungünstigen Effekt ausübt, was sich zunächst in einer Rötung der Mukosa zeigt. Außerdem besteht die Gefahr, daß das Provisorium sich löst und das Implantat dann so lange ungeschützt ist, bis der Patient zum Wiedereinsetzen wieder die Praxis aufsucht. Da nach ca. sechs bis acht Wochen im Implantationsbereich in der Regel keinerlei Infektionszeichen mehr sichtbar sind, kann nach diesem Intervall mit der Anfertigung einer definitiven Versorgung begonnen werden. Sollten jedoch noch Entzündungszeichen vorliegen, muß damit gewartet werden, bis diese abgeklungen sind, ggf. ist die Anfertigung eines zweiten Provisoriums erforderlich.

7.2. Die definitive prothetische Versorgung

Bei der definitiven prothetischen Versorgung sollte nach

Möglichkeit eine exakte Höcker-Fossa-Okklusion und eine organische Okklusion angestrebt werden. Bei der Pro-, Medio- und Laterotrusion müssen die Höcker durch eine front- und eckzahngeführte Disklusion in ihre entsprechenden Fissuren ausweichen und diskudieren. Der Anteil der Konstruktion distal der natürlichen Pfeiler wird durch ein verschraubbares Geschiebe nach Flécher bedingt abnehmbar gemacht, damit eine genaue Untersuchung der Implantate losgelöst von der Stabilisierung der natürlichen Pfeiler möglich ist und damit im Falle eines Implantatverlustes ohne Entfernung der Kronen der natürlichen Pfeiler die Anfertigung einer schleimhautgetragenen partiellen Prothese möglich wird (Abb. 11). Für den Kronenrand im Bereich des Implantatprostens gilt wie bei den natürlichen Zähnen, daß er keine Möglichkeit zur Plaqueretention bieten darf. Der Bereich des Brückengliedes muß gerade beim Implantat aus Hygienegründen gut unterspülbar sein (vgl. Abb. 11, FERGER et al. 1979).

Abb.11: Bei der definitiven prothetischen Versorgung des Extensionsimplantates ist der auf dem Implantat ruhende Teil der Supra-konstruktion durch ein Geschiebe nach Flécher bedingt abnehmbar.



In Abb. 12 sind die einzelnen Arbeitsgänge zusammengefaßt.

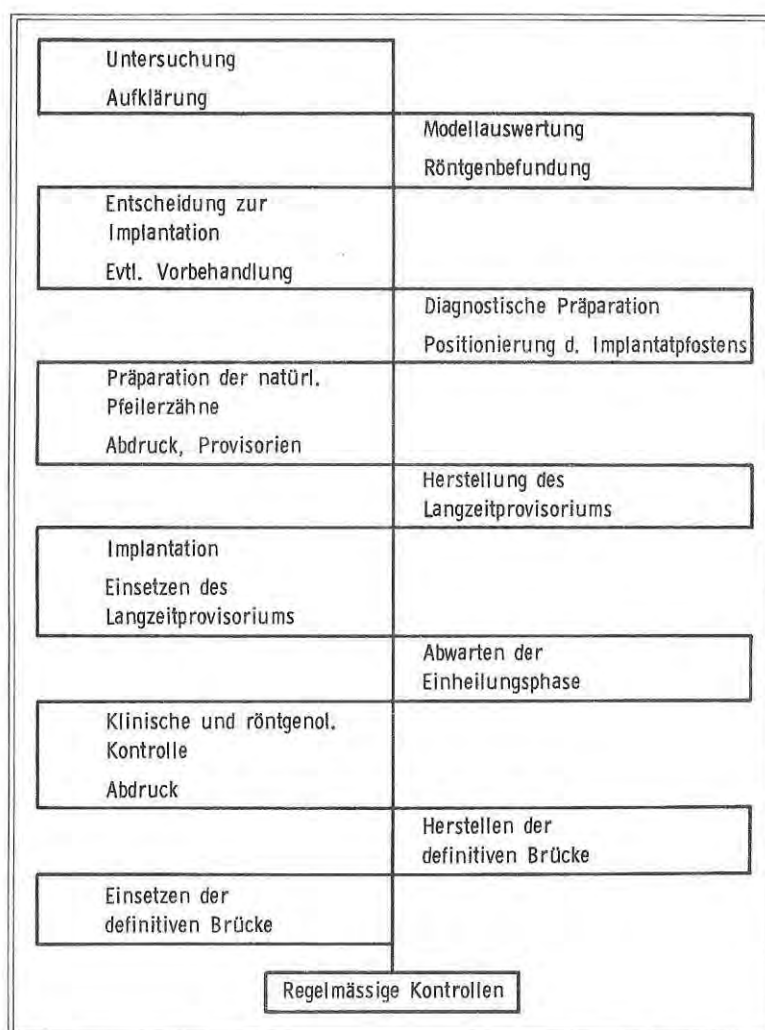


Abb. 12: Die Arbeitsgänge bei der Implantation eines Extensionsimplantates bei der verkürzten Zahnreihe (links: am Patienten - rechts: vorbereitende und technische Arbeiten).

8. KLINISCHE NACHUNTERSUCHUNGEN AN 27 PATIENTEN

8.1. Die Beschreibung des Patientengutes

8.1.1. Responserate

Eingesetzt wurden insgesamt 29 Implantate der beiden zuletzt entwickelten Formen, die sich nahezu entsprechen. Alle wurden zur Nachuntersuchung gebeten, 27 Patienten fanden sich ein. Ein Patient war ins Ausland verzogen, ein anderer war nicht mehr ausfindig zu machen. Dies entspricht einer Responserate von 93%. Wenn die nachfolgenden Ergebnisse auch teilweise statistisch ausgewertet sind, so muß dabei immer die für eine klinische Untersuchung geringe Zahl und damit eine Einschränkung der Aussagekraft berücksichtigt werden. Die geringe Zahl rührt daher, daß es sich bei dem hier beschriebenen Implantationssystem um ein sehr zeit- und kostenintensives Verfahren handelt. Für grundlegende Aussagen im Sinne einer Pilotstudie erscheint die Zahl jedoch ausreichend.

8.1.2. Alter

Das arithmetische mittlere Alter der Patienten betrug 36,4 Jahre. Der jüngste Patient war 20, der älteste 51 Jahre alt.

8.1.3. Geschlecht

Bei der Geschlechtsverteilung überwiegt das männliche Geschlecht mit 17 Patienten (63%) gegenüber 10 weiblichen Patienten (37%).

8.1.4. DMF-Index

Zur Kennzeichnung des Zahngesundheitszustandes wurde der DMF-Index festgehalten (D = decayed = zerstört, M = missed = fehlt, F = filled = gefüllt). Abb. 13 zeigt die Häufigkeitsverteilung der Indices, wobei man erwartungsgemäß durchweg hohe Werte findet. Wegen der schiefen Verteilung der Population ist der Median von 24 als kennzeichnend anzusehen.

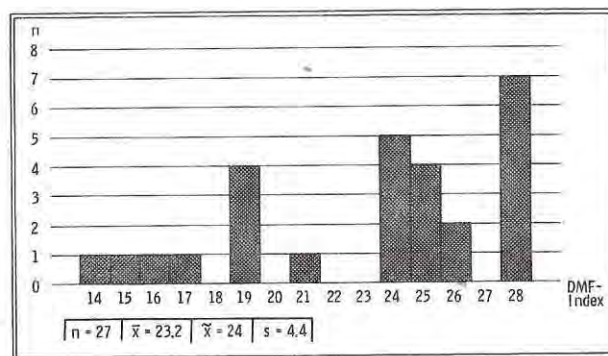


Abb. 13: Die Häufigkeit der DMF-Indices

Erläuterung: Alle in der vorliegenden Arbeit dargestellten Häufigkeiten werden durch folgende Angaben quantitativ definiert (vgl. Abb. 13):

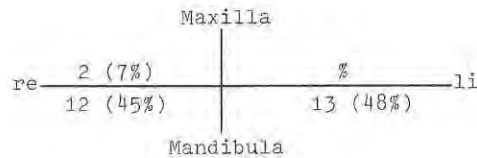
1. Die Anzahl der verwendeten Werte = n.
2. Das arithmetische Mittel als Summe aller Beobachtungen, geteilt durch die Anzahl dieser Beobachtungen = $\bar{x}$.
3. Bei schiefen, eingipfeligen Verteilungen gibt der Median = $\bar{x}$ ein zutreffenderes Bild als das arithmetische Mittel. Der Median ist der Wert in der nach der Größe der Einzelwerte geordneten Reihe, welcher die Reihe halbiert.
4. Vor allem bei normalverteilten Werten charakterisiert die Standardabweichung = s zusätzlich die Beobachtungen. Die Standardabweichung ergibt sich aus

$$s = \sqrt{\frac{\sum (x - \bar{x})^2}{n - 1}}$$

8.2. Beschreibung der Ausgangsbefunde bei der Implantation

8.2.1. Region des Implantates und Implantatklasse

25 Implantate (93%) wurden im Unterkiefer und 2 Implantate (7%) im Oberkiefer eingesetzt. 13 (48%) wurden in regio 36/37 und 12 in regio 46/47 implantiert. 25 (93%) Implantate entsprachen der Klasse II (Freiendücke) und 2 Implantate (7%) der Klasse III (weitgespannte Brücke).



8.2.2. Das Zeitintervall zwischen Implantation und Untersuchung

Das Zeitintervall zwischen Implantation und Zeitpunkt der Untersuchung im Februar 1980 betrug im arithmetischen Mittel 18,4

Monate. Das älteste Implantat war 40 und das jüngste 3 Monate implantiert. Um einen besseren Überblick über den zeitlichen Ablauf der Implantationen zu geben, sind diese in einem Zeitdiagramm in Anlehnung an TETSCH et al. (1975) eingetragen (Abb. 14).

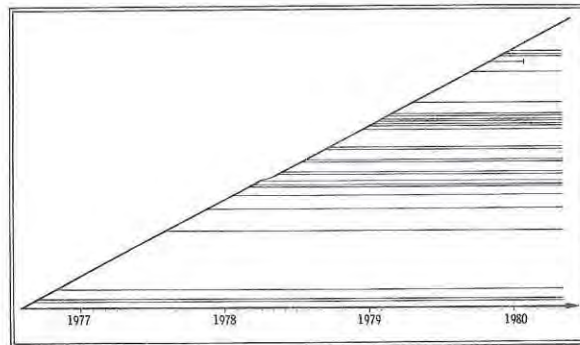


Abb. 14: Zeitdiagramm zur Implantation der Extensionsimplantate. Die Länge der horizontalen Linien gibt die Implantatdauerzeit, das linke Ende den Zeitpunkt der Implantation an. Ein vertikaler Abschluß rechts bedeutet eine Explantation.

8.2.3. Zum operativen Vorgehen

Mit Ausnahme eines Implantates wurden alle vom Autor implantiert. In 56% wurde eine gerade Alveolarkammminzision über der Implantationsrinne und in 44% ein sog. Poncho-Flap durchgeführt.

Die Operationstechnik gestattete in 74% eine primäre Lagestabilität zu erreichen, während in 26% primär die Implantate instabil waren und nur durch die provisorische Immediatbrücke fixiert wurden (Abb. 15). Alle Implantate wurden mit solchen Immediatbrücken sofort nach der Implantation versorgt und damit sofort funktionell belastet.

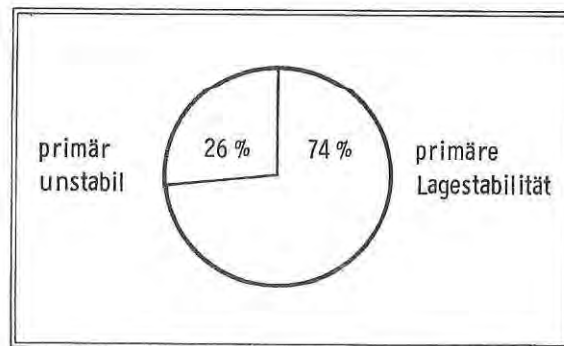
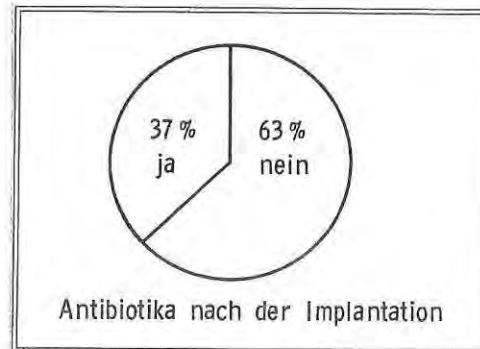


Abb. 15: Kreisdiagramm zur Darstellung der primären Lagestabilität der Implantate.

Die Verordnung von Antibiotika ist in der Regel nicht erforderlich. Da insbesondere zu Beginn der Untersuchung noch längere Operationszeiten erforderlich waren und durch den geraden Alveolarkammschnitt in einigen Fällen eine erhöhte Infektionsgefahr bestand, wurde insgesamt in 37% der Fälle ein Oralpenicillin in einer Dosierung in 4 mal 1.2 ME über mindestens fünf Tage verabreicht (Abb. 16).

Abb. 16: Kreisdiagramm zur Darstellung der Häufigkeit der Verordnung von Antibiotika bei der Implantation.



8.2.4. Zur prothetischen Situation und Versorgung

Abb. 17 führt auf, in welchem Maße natürliche Zähne und weitere Implantate in die prothetische Suprakonstruktion der hier untersuchten Implantate mit einbezogen sind. Bei 7 Implantaten (26%) ist ein anteriorer Zahn und bei 16 Implantaten (59%) sind zwei anteriore Zähne als natürliche Brückenpfeiler in die Konstruktion mit einbe-

Art der Pfeiler	Anzahl der Pfeiler					
	0	1	2	3	4	5
Implantate	18 (66%)	4 (15%)	4 (15%)	0	0	1 (4%)
natürl. Zähne	0	7 (26%)	16 (59%)	0	1 (4%)	3 (11%)

Abb. 17: Die Häufigkeiten der Verbindung der Extensionsimplantate durch die prothetische Suprakonstruktion mit weiteren Pfeilern, Implantate oder natürliche Zähne. Am häufigsten war kein zweites Implantat (66%) und zwei natürliche Pfeilerzähne (59%) beteiligt.

zogen, so daß in insgesamt 85% der Fälle eine typische Klasse-II-Situation vorliegt. In einem Fall dienen 4 Zähne (4%) und in drei Fällen 5 Zähne (11%) einer noch besseren Stabilisierung. 18 mal (66%) sind keine weiteren Implantate in die Konstruktion einbezogen. Jeweils in 4 Fällen (15%) haben ein und zwei weitere Implantate an der gesamten Konstruktion Anteil und in einem Fall sind 5 weitere Implantate beteiligt.

Die Bezahnung des Gegenkiefers besteht in 14 Fällen (52%) aus natürlichen Zähnen und in 3 Fällen (11%) aus Überkronten Zähnen, so daß in insgesamt 63% eine durch einen natürlichen Zahnhalteapparat getragene Gegenkieferbezahnung eine physiologische Kaufkraftübertragung erwarten läßt. Jeweils in 4 Fällen ist der Gegenkiefer mit einer partiellen Prothese (15%) oder einer totalen Prothese (15%) versorgt. In zwei Fällen ist der antagonistische Bereich mit einem Implantat versorgt (7%).

Wie bereits erläutert, wurde besonders in der Anfangsphase der Studie mit der definitiven Versorgung länger zugewartet, während später die endgültige prothetische Versorgung immer früher nach der Implantation erfolgte. In der Graphik der Abb. 18 ist abzulesen, daß nach 12 Monaten zwei Drittel (67%) der endgültigen Brücken eingesetzt sind. Insgesamt sind drei Viertel (74%) der Patienten definitiv versorgt. In sechs Fällen (22%) war zum Zeitpunkt der zuletzt durchgeführten Querschnittsuntersuchung noch kein endgültiger Ersatz eingegliedert, da seit der Implantation eine noch zu kurze Zeit ver-

strichen war und in einem Fall kam es wegen des frühzeitigen Implantatverlustes nicht zu einer entsprechenden Versorgung.

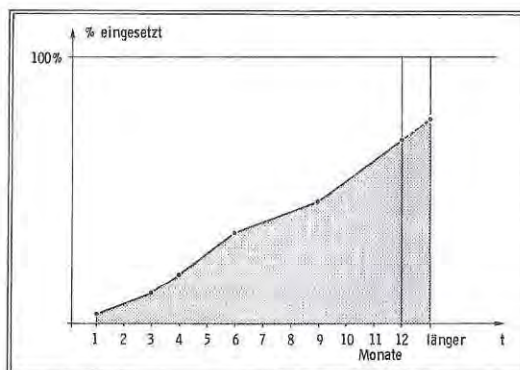
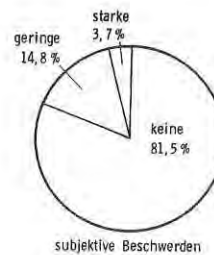


Abb. 18: Die Anzahl der eingegliederten definitiven Suprakonstruktionen in Abhängigkeit von der Zeit nach der Implantation.

8.3. Beurteilung der Implantation durch die Patienten

Im Verlauf nach der Implantation traten bei einem Patienten (3,7%) starke und bei vier Patienten 14,8%) mäßige Beschwerden auf (Abb. 19). Bei 22 Patienten (81,5%) traten zu keinem Zeitpunkt der Untersuchungsperiode Beschwerden auf. Es überraschte, daß in der unmittelbar postoperativen Phase entweder nur ein geringer und in vielen Fällen überhaupt kein Wundschmerz auftrat.

Abb. 19: Die Häufigkeit des Auftretens von Beschwerden nach der Implantation.



Die oben genannten Beschwerden waren sämtlich einer Behandlung zugänglich. Die in einem Fall aufgetretenen Beschwerden waren durch die Insuffizienz der provisorischen Versorgung bedingt, die - nachdem sich die Patientin ein Jahr lang nach der Implantation nicht mehr vorgestellt hatte - zu einer Lockerung geführt hatte. Daraufhin wurde ein neues Provisorium eingegliedert und nach Abklingen der Beschwerden, Verschwinden der marginalen Rötung der Gingiva und Festigung des Implantates, 2 Monate später die definitive Brücke eingesetzt. Die Patientin ist jetzt beschwerdefrei.

In anderen Fällen bestand ein Verlust der Gingiva propria, so daß es durch den ständigen Zug der freien Gingiva zu einer marginalen Peripilastritis kam. Die Behandlung bestand jeweils in einer Vestibulumplastik nach EDLAN und MEJCHAR (1963). In drei von vier Fällen kam es zu einem

Rückgang der Symptome, während es einmal zu einer zu geringen Vertiefung des Vestibulums kam und der Patient wegen der Geringfügigkeit der Beschwerden eine Rezidivoperation ablehnte. In diesem Fall muß damit gerechnet werden, daß es durch eine chronische Peripilastritis zu einem Epitheltiefenwachstum im Bereich des Implantates und schließlich zu einem frühzeitigen Verlust des Implantates kommen wird.

8.4. Die Untersuchung der peripilären Mukosa

Die Hauptprobleme inkorporierter Implantate sind am ehesten von einem parodontologischen Ansatz aus zu beurteilen. An der marginalen peripilären Mukosa zeigen sich am frühesten die Erkrankungen des im Vergleich mit dem Zahnhalteapparat insuffizienten "Implantathalteapparates". Zum einen kann die nur ungenügend den funktionellen Anforderungen entsprechende Inkorporierung des intraossären Implantatanteiles eben nur ungenügend der physiologischen und noch weniger einer unphysiologischen Belastung entsprechen und zum anderen ist das epitheliale "attachment" im Bereich des peripilären Sulcus noch weniger als am natürlichen Zahn in der Lage, seiner Barrierenfunktion gegenüber einer durch mangelnde Hygiene hervorgerufenen Infektion nachzukommen oder bei der Lockerung eines fehlbelasteten Zahnes die physikalische Befestigung am Implantat aufrecht zu erhalten. Die Ergebnisse von SCHLEGEL u. Mitarb. (1978) sind m. E. nicht zwingend beweiskräftig.

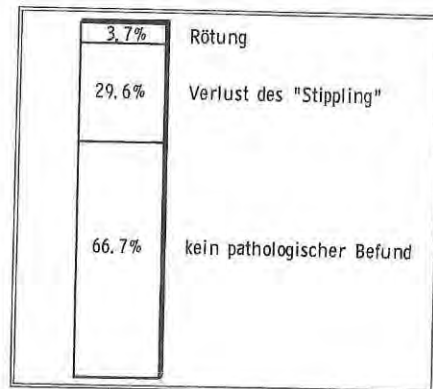
Als Untersuchungsmethoden der peripilären Mukosa wurden gewählt: Die klinische Inspektion, die klinische Beurtei-

lung des Lockerungsgrades, sowie die Messung der peripilären Sulcustiefe, der Plaqueausdehnung und des Gingival Crevicular Fluids.

8.4.1. Die klinische Inspektion der peripilären Mukosa

Die peripiläre Mukosa wurde zum Untersuchungszeitpunkt nach den im Abschnitt 4.2.1. beschriebenen Kriterien beurteilt. Dabei fand sich in einem Fall eine Rötung der Mukosa (3,7%), acht mal ein Verlust des "stippling" (29,6%) und in 22 Fällen (66,7%) war durch die Inspektion kein pathologischer Befund zu erheben (Abb. 20). Die Beurteilung einer Interdentalspapille als funktionelle Endstrombahn und früher Indikator von Parodontalerkrankungen fällt bei der hier beschriebenen Technik weg, da es sich immer um einen freistehenden, hygienisch gut erreichbaren Pfeiler handelt.

Abb. 20: Die Beurteilung der peripilären Mukosa der Extensionsimplantate durch klinische Inspektion.



In diesem Zusammenhang scheint auch die Höhe der Gingiva propria von Interesse, die als wichtiger Faktor für die Langlebigkeit von Implantaten vom Grad der Alveolarkamm-atrophie im Implantationsbereich abhängt. Diese Höhe lag im arithmetischen Mittel bei 3,48 mm, wobei die Extremwerte 1 und 7 mm betrugen.

8.4.2. Die klinische Beurteilung des Lockerungsgrades der Implantate

Die Beurteilung der Lockerung wurde in Abschnitt 4.2.4. beschrieben. Die Lockerung der Implantate wurde nach Abnahme der provisorischen Versorgung oder des bedingt abnehmbar angefertigten distalen Anteiles der definitiven Brücke beurteilt. Zum Vergleich wurden die jeweils mesial des Implantates stehenden natürlichen Zähne sowie die entsprechenden Zähne der Gegenseite herangezogen. Die Implantate zeigten 22 mal keine Lockerung (85%), drei mal Lockerungsgrad I (12%) und in einem Falle (3%) Lockerungsgrad II (Abb. 21). Während die Nachbarzähne in einem Fall einen Lockerungsgrad I(4%) aufwiesen, war keiner der Zähne der Gegenseite gelockert.

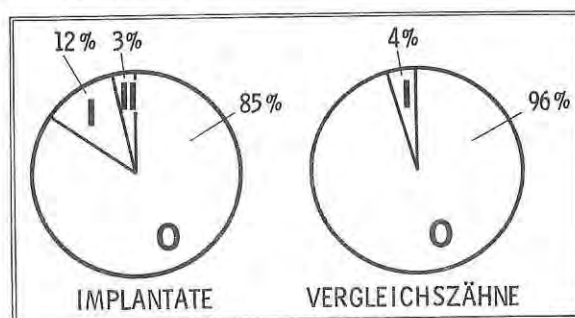


Abb. 21: Der Lockerungsgrad der Extensionsimplantate nach Abnahme der Suprakonstruktion (0 = keine Lockerung, I = Lockerung gerade fühlbar, II = Lockerung sichtbar).

8.4.3. Die Messung der peripilären Sulcustiefe (Taschentiefe)

Die Messung der Taschentiefe wurde mit dem flexiblen Parodontometer nach HAUER vorgenommen, da durch die Formgebung am Implantatpfosten ein gering untersichgehender Bereich entsteht, der mit starren Parodontometern nicht zu erfassen ist. Je Implantat und Zahn wurden jeweils drei Messungen vorgenommen, mesial, buccal und distal, und dann arithmetisch gemittelt. Als Vergleichszähne wurden jeweils der mesiale Nachbarzahn und der entsprechende Zahn der Gegenseite herangezogen, soweit vorhanden. Bei den Vergleichszähnen wurden alle ermittelten Werte gemittelt, um für jeden Patienten einen kennzeichnenden Wert zu erhalten. In Abhängigkeit vom Zeitintervall zwischen Implantation und Untersuchung wurden die Werte in ein Zeitdiagramm (Abb. 22) eingetragen. Eine Abhängigkeit konnte dabei nicht nachgewiesen werden.

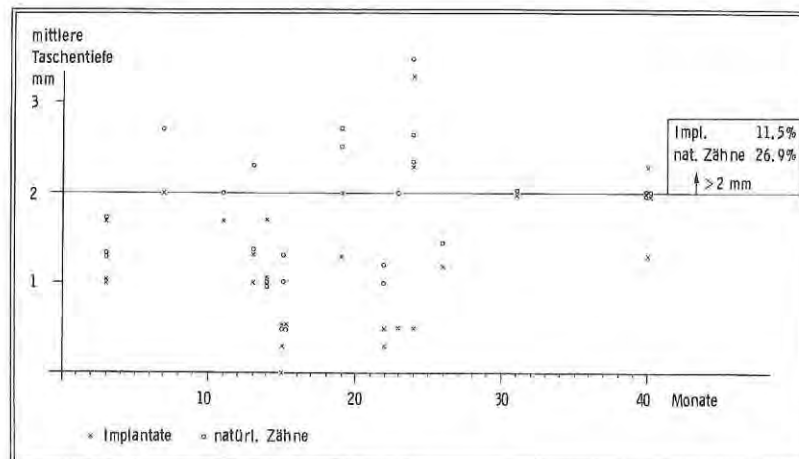


Abb. 22: Darstellung der bei den Extensionsimplantaten gefundenen peripilären Taschentiefen in Abhängigkeit vom Zeitintervall zwischen Implantation und Untersuchung. Über der horizontalen Linie sind patholog. Werte (> 2 mm) eingetragen.

Bei den Implantaten wurden in drei Fällen (11,5%) und bei den natürlichen Zähnen in sieben Fällen (26,9%) Taschentiefen gemessen, die über zwei Millimeter lagen und damit als pathologisch anzusehen sind. Das arithmetische Mittel der Taschentiefen betrug bei den Implantaten 1,3 mm, bei den mesialen Nachbarzähnen 1,7 mm, bei den Vergleichszähnen der Gegenseite 2,2 mm und bei den Vergleichszähnen insgesamt 1,8 mm. Die Einzelwerte sind in Tabelle I eingetragen. Die Taschentiefen bei den Implantaten und den Vergleichszähnen des gleichen Individuums korrelieren auf dem 0,1%-Niveau.

Der Korrelationskoeffizient wurde berechnet nach

$$r = \frac{\sum xy - \frac{1}{n} (\sum x) (\sum y)}{\sqrt{\left[\sum x^2 - \frac{1}{n} (\sum x)^2 \right] \left[\sum y^2 - \frac{1}{n} (\sum y)^2 \right]}}$$

und die Nullhypothese anhand tabellierter Werte überprüft.

(siehe Seite 69: Tabelle I)

Ein Vergleich der Sulcustiefen in Abhängigkeit vom operativen Vorgehen ergab bei Implantaten nach Anwendung der geraden Alveolarkamminzision ($\mu = .14$) einen Mittelwert von $\bar{x} = 1,6$ mm und bei Implantaten nach Anwendung des Poncho-Lappens ($\mu = .12$) einen Mittelwert von $\bar{x} = 0,9$ mm. Wegen des geringen Stichprobenumfanges wurden diese Werte nicht mit statistischen Methoden überprüft und eine Beurteilung ist nur unter Vorbehalt möglich.

TABELLE 1

STATISTISCHE DATEN

STATISTISCHE DATEN						
Monate nach d. Implantation	Ging.Crev.Fluid		Taschentiefe		Plaquequadrante	
	Impl.	Vergl.- Zahn	Impl.	Vergl.- Zahn	Impl.	Vergl.- Zahn
3	0.035	0.066	1.0	1.3	10	0
3	0.136	0.066	1.0	1.3	0	0
3	0.033	0.067	1.7	1.7	13	0
7	0.023	0.030	2.0	2.7	25	21
11	0.028	0.008	1.7	2.0	-	-
13	0.028	0.028	1.0	1.35	6	2
13	0.000	0.005	1.3	2.3	-	-
14	0.020	0.010	1.7	1.0	0	0
14	0.010	0.000	1.0	1.0	0	4
15	0.016	0.045	0.3	1.0	3	4
15	0.003	0.000	0.0	1.3	4	2
15	0.022	0.033	0.5	0.5	0	1
15	0.007	0.017	0.5	0.5	7	3
19	0.008	0.042	1.3	2.5	19	21
19	0.000	0.023	2.0	2.7	9	21
22	0.043	0.081	0.5	1.0	3	15
22	0.056	0.065	0.3	1.2	6	4
23	0.005	0.002	0.5	2.0	6	3
24	0.103	0.067	2.3	2.35	11	6
24	0.028	0.061	0.5	2.65	5	4
24	0.170	0.108	3.3	3.5	0	0
26	0.030	0.032	1.2	1.45	-	-
31	0.003	0.006	2.0	2.0	3	3
40	0.006	0.038	1.3	2.0	5	5
40	0.112	0.047	2.3	2.0	4	4
40	0.025	0.020	2.0	2.0	-	-
n	26	26	26	26	22	22
$\bar{x}$	0.037	0.037	1.27	1.74	6.3	5.4
$\bar{x}$	0.024	0.033	1.3	1.9	5	3
s	0.043	0.029	0.79	18.46	6.3	7.0

$r=0.7288 > 0.6037=r_{24;0.001}$

$r=0.6727 > 0.6524=r_{20;0.001}$

$r=0.6806 > 0.6037=r_{24;0.001}$

Korrelation d. G.C.F. und der Taschentiefe: $r=0.1871 < 0.2732=r_{50;0.05}$

Korrelation d. G.C.F. und der Plaquequadrante: $r=0.3457 < 0.2973=r_{42;0.05}$

Korrelation d. Taschentiefe u.d. Plaquequadrante: $r=0.3749 > 0.2973=r_{42;0.05}$

8.4.4. Die planimetrische Auswertung der Plaque

Da es noch kein standardisiertes Verfahren zur planimetrischen Bestimmung der Plaque gibt, wurden zunächst zwei Ansätze zur Problemlösung gemacht. In einer Vorstudie wurden Zähne mit "dis-plaque^R" Plaque disclosing solution[†] angefärbt, der angefärbte Bereich mit einem klarsichtigen Klebestreifen abgenommen und bei diesem Streifen nun die Extinktion photometrisch bestimmt. Bei wiederholten Entnahmen am gleichen Patienten an verschiedenen Tagen, im Vergleich mit anderen Zähnen des gleichen Individuums und mit anderen parodontologischen Parametern zeigte sich bald, daß dieses Verfahren nicht ausreichend reproduzierbar ist und keinerlei Korrelation mit anderen Parametern besitzt. Es wurde deshalb auf ein fotografisches Verfahren zurückgegriffen, bei dem man zwar die Ausdehnung der angefärbten Plaque beurteilen kann, sich die Dicke der Plaque jedoch der genauen Beurteilung entzieht. Die Implantate wurden vor und nach der Anfärbung mit o.a. Lösung mit einem standardisierten Verfahren fotografiert, d.h. der Abstand zum Objekt war durch einen Distanzhalter festgelegt und die Einstellung der Kamera fixiert. Auf die gleiche Weise wurde ein Millimeter-raster fotografiert, welches zusammen mit Plaqueaufnahmen projiziert wurde und in jedem Projektionsabstand die gleiche Vergrößerung wie letzteres aufwies.

Es ergab sich bei der Planimetrie der Implantate ein arithmetisches Mittel von 6,3 Quadraten und bei den Vergleichszähnen von 5,4 Quadraten. Die Werte bei den Implantaten

[†]Hersteller: Pacemaker Corp., Portland, Oregon, USA

und den Vergleichszähnen des gleichen Individuums korrelieren auf dem 0,1%-Niveau. Die Anzahl der Plaquequadrate und die peripiläre Sulcustiefe beim gleichen Individuum korrelieren auf dem 5%-Niveau (vgl. Tab. I).

8.4.5. Die Bestimmung des Gingival Crevicular Fluids (GCF)

Der GCF wurde auf die in Abschnitt 4.2.5. beschriebene Weise bestimmt. Die Einzelwerte sind in Tabelle I aufgeführt. Das arithmetische Mittel der Werte war mit $0,037 \mu\text{l}$ bei Implantaten und Vergleichszähnen gleich. Eine Korrelation dieser Werte besteht auf dem 0,1%-Niveau. Mit den Werten der Taschentiefe und der Plaquequadrate besteht keine Korrelation auf dem 5%-Niveau (Tab. I).

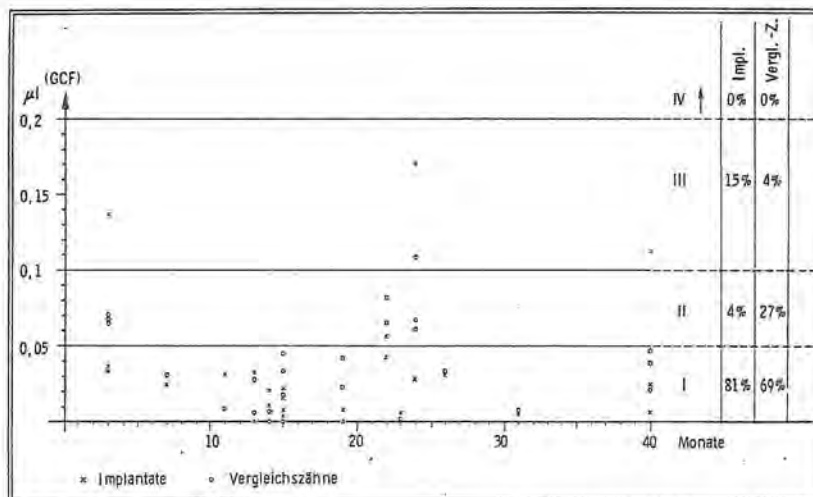


Abb. 23: Darstellung des bei den Extensionsimplantaten gefundenen Gingival Crevicular Fluids (GCF) in Abhängigkeit vom Zeitintervall zwischen Implantation und Untersuchung. Die Einteilung in die Klassen I - IV erfolgte nach LANGE und TOPOLL (1979).

In der Abb. 23 sind die gefundenen Werte in ihrer Abhängigkeit vom Zeitintervall zwischen Implantation und Untersuchung eingetragen. Zugleich wurde die Klasseneinteilung nach LANGE und TOPOLL (1979) eingetragen, um zu einer übersichtlicheren Darstellung zu kommen. Nach den eben genannten Autoren findet man bei einer normalen Gingiva $0 - 0,05 \mu\text{l}$ (Klasse I), bei einer leicht entzündlichen Veränderung $0,051 - 0,1 \mu\text{l}$ (II), bei einer Gingivitis $0,101 - 0,2 \mu\text{l}$ (III) und bei einer schweren Gingivaentzündung mehr als $0,201 \mu\text{l}$ GCF (IV).

Weder bei den Implantaten, noch bei den Vergleichszähnen war eine schwere Gingivaentzündung (IV) zu finden. Vier der Implantate (15%) und einer der Vergleichszähne (4%) fielen in die Gruppe der Gingivitis. In Klasse II, der leicht entzündlichen Veränderung, fand sich eines der Implantate (4%) und sieben der Vergleichszähne (27%). Eine nach dieser Methode normale Gingiva wiesen 21 der Implantate (81%) und 18 der Vergleichszähne (69%) auf.

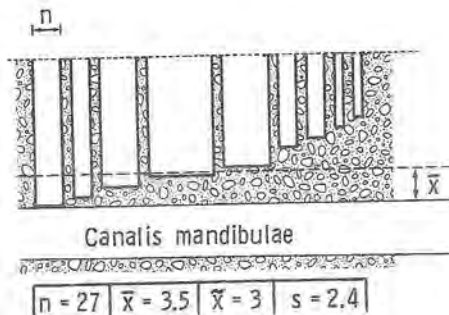
Der Vergleich der GCF-Werte in Abhängigkeit vom operativen Vorgehen entsprach in seinem Ergebnis dem der peripilären Sulcustiefen. Der GCF-Wert bei Implantaten nach Anwendung der geraden Alveolarkamminzision ($u = 14$) betrug im Mittel $\bar{x} = 0,042 \mu\text{l}$ und nach Anwendung des Poncholappens ($u = 12$) im Mittel $\bar{x} = 0,03 \mu\text{l}$. Betreffs des geringen Stichprobenumfanges gilt das weiter oben Gesagte.

8.5 Die Röntgendiagnostik der Implantate

8.5.1. Die Versenkungstiefe der Implantate

Wie bereits erwähnt, wurde die spätere Lage des Implantates bereits vor der Implantation mit einer Umrißzeichnung auf einer Klarsichtfolie auf dem Orthopantomogramm (OPG) simuliert. Die Umrißzeichnung entsprach der jeweils gewählten Vergrößerung des Objektes auf dem Röntgenbild. Nach der Implantation wurde nun überprüft, inwieweit tatsächlich die Implantate in kraniokaudaler Richtung eine Distanz zum Can. mandibulae aufwiesen. Es zeigte sich, daß immerhin drei Implantate in der Sagittalebene an den Mandibularkanal heranreichten, obwohl dies zuvor eine Kontraindikation dargestellt hätte. Die übrigen Implantate waren weiter vom Mandibularkanal entfernt, wobei das arithmetische Mittel 3,5 mm betrug (Abb. 24). Zu dieser Beurteilung wurden auch jene Implantate herangezogen, die zur Nachuntersuchung nicht zur Verfügung standen. Die beidem im Oberkiefer eingesetzten Implantate wiesen eine Distanz von 3 bzw. 4 mm zum Sinus maxillaris auf.

Abb. 24: Die Entfernung der Implantatuntergrenze vom Mandibularkanal (Breite der Schülen = n , Distanz zum Mandibularkanal = x)



8.5.2. Die Periimplantäre Knochenstruktur

Bei einer funktionellen Inkorporation eines Implantates kann erwartet werden, daß sich um den intraossären Teil des Implantates eine im Röntgenbild sichtbare Verdichtungszone bildet, die in etwa mit der Lamina dura beim natürlichen Zahn verglichen werden kann. Die von den Implantaten angefertigten orthograden Zahnfilm-
aufnahmen wurden daraufhin untersucht, welche Knochenstruktur sich röntgenologisch sichtbar um die Implantate bildet (vgl. Abb. 25).

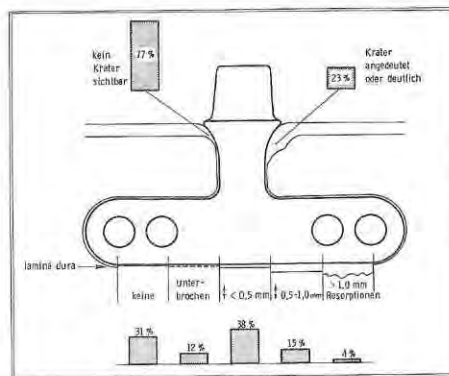


Abb. 25: Die bei den Extensionsimplantaten gefundenen Röntgenbefunde. An der unteren Implantatgrenze sind die Häufigkeiten der an der Implantat-Knochen-Grenze aufgetretenen Befunde eingetragen, am Implantatpfosten die Häufigkeit des peripilären Kraters.

Bei acht Implantaten war keine spezielle Strukturzeichnung um das Implantat festzustellen (31%). Drei Implantate wiesen eine unterbrochen dünn gezeichnete Lamina dura auf (12%). Eine durchgezogene gleichmäßige Lamina dura fand sich bei 14 Implantaten (53%), wobei zehn mal (38%) zwischen Implantat und Verdichtungslinie weniger als 0,5 mm Distanz und vier mal 0,5 bis 1,0 mm Distanz lag. Einmal waren diffuse radiotransluzente Bereiche am Implantatkörper festzustellen, die größer als 1,0 mm waren. Bei allen Befunden wurde jeweils der schlechteste als Indikator gewählt.

8.5.3. Der peripiläre Krater

Da der Mißerfolg eines Implantates häufig durch ein Epitheltiefenwachstum entlang des Implantatpfostens initiiert wird, kann vermutet werden, daß als ein Frühzeichen dieser "Implantatfreileigung" im Röntgenbild ein Zurückweichen der radiopaken Struktur im Implantatbereich zu bemerken ist. Diese Formation sei der peripiläre Krater genannt.

Die vorliegenden Zahnfilme ($n = 26$) wurden auf diesen Befund hin untersucht. Ein deutlicher Krater wurde in drei Fällen (11,5%) und ein angedeuteter Krater ebenfalls in drei Fällen (11,5%) gefunden. In den übrigen 20 Fällen (77%) war ein derartiger Befund nicht zu erheben (vgl. Abb. 25). Ein Zusammenhang mit einer peripilären Sulcusvertiefung besteht bei den untersuchten Implantaten nicht, da bei keinem der Implantate, die diese Kraterbildung zeigten, eine pathologische Sulcustiefe festgestellt wurde.

9. DISKUSSION

Die vorliegende Untersuchung hatte zum Ziel, ein Extensions-implantat aus Aluminiumoxidkeramik zu entwickeln, das im Brückenverbund im Seitenzahnbereich enossal implantiert werden kann, und erste klinische Erfahrungen im Hinblick auf eine weitere Verbreitung dieses Verfahrens datenmäßig zu erfassen und zu beurteilen. Es konnte nicht die Aufgabe erfüllen, ein Implantationssystem zu entwickeln, daß als Lösung der dentalimplantologischen Probleme fungieren kann. Es wurde jedoch der Versuch unternommen, die vielschichtige Problematik der Implantologie in Teilbereiche zu gliedern, die einem wissenschaftlichen Ansatz zugänglich sind. Dies gilt auch für eine adäquate klinische Beurteilung, die bisher nur in Ansätzen durchgeführt worden war, welche immer wieder zu heftiger Kritik an der Implantologie insgesamt führten, da anerkannte Kriterien zur Implantatbeurteilung bisher fehlten.

Die Auswahl des Materials stützte sich auf vorliegende günstige Untersuchungen über die Biokompatibilität der Aluminiumoxidkeramik. Wie die späteren Untersuchungen zeigten, ist die gute Biokompatibilität zwar eine Voraussetzung zur Erstellung eines Implantates, doch stellt sie für den klinischen Erfolg eines Implantates nur einen von vielen Parametern dar. Da es bisher nicht möglich ist, die anatomischen, biochemischen und physiologischen Eigenschaften eines natürlichen Zahnes künstlich zu ersetzen, ist mit allen gegebenen Möglichkeiten jeweils nur eine Annäherung möglich. Unter diesem kritischen Ansatz erschien die Aluminiumoxidkeramik als das derzeit erfolversprechendste Material für eine Zahnimplantation sowohl hinsichtlich seiner Biokompatibilität,

als auch seiner physikalischen Eigenschaften, seiner Möglichkeit und Praktikabilität der Verarbeitung. Die Materialeigenschaften bieten zwar Nachteile gegenüber den Metallen (Grazilität der Form, Möglichkeit zur nachträglichen Bearbeitung, Bruchgefahr), sie befinden sich jedoch in einem Rahmen, der durch wichtige Vorteile ausgeglichen werden kann (Biokompatibilität, Elektroneutralität, Korrosionsbeständigkeit, Temperaturwechselbeständigkeit).

Für das Retentionsverhalten und die Lastaufnahme während der funktionellen Belastung eines Implantates spielt die Form eine entscheidende Rolle. In Ermangelung eines beim Zahn vorkommenden Halteapparates, welcher die Lastenteilung zu steuern und zu verzögern vermag, erhält dieser Punkt sogar eine höhere Bedeutung als beim natürlichen Zahn. Mit der Form eines Extensionsimplantates ist man eher in der Lage, dieser Anforderung zu entsprechen als etwa mit zahnwurzelförmigen Implantaten, da durch die Ausdehnung in der Spongiosa in gewissem Umfange eine Oberflächenvergrößerung der lastübertragenden Implantatflächen möglich ist. Einen durch die Funktion bedingten Ausgleich scheint hier der Organismus selbst zu schaffen, indem er die weitmaschige Struktur des spongiösen Knochens an der Implantat-Knochen-Grenze im Sinne der beim natürlichen Zahn vorhandenen lamina dura verdichtet. Dies ist bei Extensionsimplantaten insbesondere an der Implantatunterkante wichtig, da hier trotz Verrundungen noch gewisse Spannungsspitzen auftreten. Nach HENERS und DIETZ (1978) ist der Widerstand von Zahn- und Zahnhaltegewebe primär durch die Qualität des umliegenden Knochengewebes limitiert, der selbst gummielastisch reagiert. Übertragen auf die Inkorporierung der Implantate bedeutet dies, daß hier in Ermangelung der Desmodontalfasern der Knochen um

so mehr in funktionsmorphologischer Hinsicht den Anforderungen des Kauvorganges entsprechen muß. Vom natürlichen Zahn ist bekannt, daß der Zahnhalteapparat und der Knochen innerhalb bestimmter Grenzen auf eine erhöhte funktionelle Belastung mit einem erhöhten Widerstand reagieren kann, was sich im Geringerwerden der horizontalen Zahnbeweglichkeit äußert (MÜHLEMANN 1951). Man kann vermuten, daß der ein Implantat umgebende Knochen - wahrscheinlich innerhalb geringerer Toleranzbreiten - durch seine gummielastische Eigenschaft dem adäquaten funktionellen Reiz durch Strukturänderung entsprechen kann. In den Fällen in denen sich eine lamina dura entwickelte, besteht immer ein radiotransluzenter Spalt zwischen der Knochenverdichtung und dem Implantat. Wenn dieser teilweise auch sehr dünn ist, so muß doch angenommen werden, daß es sich dabei um eine Bindegewebsschicht handelt, welche die Funktion des Zahnhalteapparates zu übernehmen versucht. Histopathologische Studien zeigten bei Metallimplantaten, daß die Fasern im periimplantären Bindegewebe parallel zur Implantatoberfläche verlaufen und damit funktionell insuffizient sind (JAMES 1973). Demnach wäre von einem idealen Implantatwerkstoff zu fordern, daß er die Bildung eines funktionell adaptierten Halteapparates entwickelt, wie dies von ARNAUDOW (1975, 1976) gefordert wurde. Zumindest beim Zahn ist beim Vorhandensein des Zahnzementes eine Neubildung von neuem Zement, Knochen und funktionell angeordneten Parodontalfasern möglich (ADELL 1974). Die beschriebene lamina-dura-Bildung fand sich jedoch nur bei etwa zwei Dritteln der Implantate, während das übrige Drittel keine im Röntgenbild erkennbare Strukturveränderung aufwies. Hier kann eine Kontaktosteogenese angenommen werden. BRUNSKI et al. (1979) zeigten, daß eine direkte oder nahezu direkte

Knochenapposition an nicht-funktionell belasteten Flächen auftritt. Bei 23% der Patienten weicht die lamina dura im Bereich des Implantatpfostens von diesem zurück und bildet einen peripilären Krater. Überraschend ist dabei, daß dieser Röntgenbefund nicht mit dem Befund einer pathologisch vertieften Tasche übereinstimmt. Diese Befunde müssen deshalb weiterverfolgt werden, da es sich möglicherweise um ein Frühzeichen eines Epitheltiefenwachstums handelt oder da der Organismus durch eine verbreiterte Bindegewebszone eventuell durch Flächenvergrößerung des Implantat-Gingiva-Kontaktes das im Vergleich mit dem natürlichen Zahn schwächere "attachment" der Gingiva auszugleichen versucht.

Bei der parodontologischen Beurteilung der Implantate ergaben sich überraschend gute Werte. Während die Taschentiefen bei den Implantaten geringer waren als bei den Vergleichszähnen, ergab die Messung des Gingival Crevicular Fluids bei Vergleichszähnen und Implantaten gleiche Werte. Allein die planimetrische Auswertung der Plaqueareale als prädisponierendem Faktor von Parodontal- und damit auch Periimplantat-Erkrankungen zeigte bei den Implantaten etwas schlechtere Ergebnisse. Da in der Regel der frühzeitige Zahnverlust, der die Patienten ja erst zu "Implantataspiranten" macht, nicht von ungefähr kommt, ist dies ein weiterer Hinweis darauf, wie wichtig die Instruktion der Patienten über die häusliche Mundhygiene vor der Implantation und eine regelmäßige Kontrolle des Ergebnisses danach ist. Die praktikabelsten Indikatoren für eine Beurteilung der peripilären Mukosa stellen nach den bei dieser Untersuchung gemachten Erfahrungen die genaue Inspektion, die Messung der Taschentiefe und des GCF dar.

Die Formgebung eines Implantates erfordert die Erfassung vieler verschiedener Parameter. Der Vorteil der Extensionsimplantate liegt zunächst darin, daß sie zumindest mechanisch einen gewissen Halt erlangen, selbst wenn weniger biokompatible Materialien verwendet werden (RITZMANN 1960). Die Ausnutzung der anatomischen Struktur kann nur bis zu einem gewissen Grade durch eine Oberflächenvergrößerung genutzt werden. Die intraossäre Oberfläche des Extensionsimplantates liegt mit 280 mm^2 zwar über der durchschnittlichen Oberfläche einwurzeliger Zähne mit ca. 215 mm^2 , aber unter der Oberfläche mehrwurzeliger Zähne mit ca. 420 mm^2 (JEPSEN 1963). Da bei der Anwendung von Extensionsimplantaten im Seitenzahnbereich im Idealfall durch zwei natürliche Zähne und ein Extensionsimplantat die Kaukraft von vier zu ersetzenden Zähnen (zwei Prämolaren, zwei Molaren) aufzunehmen ist, ergibt sich daraus die hohe Anforderung an Implantat und tragenden Knochen. Dies erklärt auch die Bedeutung einer günstigen Belastungsverteilung, welche auf keinen Fall Spannungsspitzen an scharfen Implantatkanten erlaubt. Ebenso wichtig ist die Richtung der Krafteinleitung, die zum einen das Einsetzen des Implantates in Kaukrafttrichtung erfordert und zum anderen eine Okklusalfächengestaltung der Implantatkrone, die in Übereinstimmung mit der antagonistischen Krone stehen muß. Wie viele nach ihm, erkannte bereits BONWILL, daß ein Implantat möglichst wenig lateralen Kräften ausgesetzt sein darf (1895). Am sichersten schützt eine alleinige Eckzahnführung die Seitenzähne und Implantate in diesem Bereich vor unphysiologischen Auslenkungen (SIEBERT 1980). Es müssen jedoch auch eine axiale Höcker-Fossa-Abstützung in der retralen Kontaktposition und freie Exkursionsbewegungen hergestellt werden

(vgl. BÖTTGER 1973, STRAZZERI 1975, JACOBS et al. 1977, OTTO et al. 1977).

Die Tatsache, daß bei der bisherigen klinischen Anwendung des Implantates nur eines von 27 wieder entfernt werden mußte, gestattet eine vorsichtige positive Beurteilung des hier vorgestellten Implantationssystems. Dies muß insofern eingeschränkt werden, daß eine mittlere Implantationsdauer von ca. eineinhalb Jahren bei weitem zu kurz ist, um eine endgültige Aussage machen zu können. Eine Zeit von mindestens fünf Jahren erscheint hierfür erforderlich. Es konnte gezeigt werden, daß sowohl zur Entwicklung eines Implantates als auch zu dessen klinischer Erprobung viele wissenschaftliche Teilbereiche beteiligt werden müssen. Nur durch die Zusammenarbeit verschiedener Disziplinen und die Anwendung mehrerer Testmethoden wird man in der Lage sein, bei der Bearbeitung der Problematik der Zahnimplantate Fortschritte zu machen.

10. ZUSAMMENFASSUNG

1. Die vorliegende Arbeit befaßt sich mit der Entwicklung eines Extensionsimplantates aus polykristalliner Aluminiumoxidkeramik zum enossal abgestützten Zahnersatz im Seitenzahnbereich. Sie hat zum Ziel, die Entwicklungskriterien des Implantates und seiner Anwendung zu erläutern und die klinische Anwendung mit objektiven Testmethoden zu überprüfen.
2. Bei der Auswahl des Implantationsmaterials wird auf die Bedeutung der Biokompatibilität eingegangen, sowie die zur Implantation erforderlichen Materialeigenschaften besprochen.
3. Die Kriterien zur Formgestaltung des Implantates werden erarbeitet und anhand des vorliegenden Implantates veranschaulicht.
4. Die Entwicklung einer Implantationsmethodik wird unter den Gesichtspunkten einer schonenden, einfachen, genauen und ungefährlichen Technik dargestellt.
5. Die Anforderungen an die prothetische Versorgung von Implantaten werden beschrieben.
6. 27 Implantate wurden klinisch eingesetzt. Ihre Beurteilung erfolgt durch eine genaue Beschreibung der topographischen Voraussetzungen, die Inspektion, die Beurteilung der Implantatlockerung, die Messung der peripären Sulcustiefe und des Gingival Crevicular Fluids, der photographisch-planimetrischen Bestimmung der Plaque und röntgenologisch.

7. Ein Implantat mußte nach drei Monaten entfernt werden. Alle anderen Implantate sind in der bisherigen Beobachtungszeit in funktionsfähigem Zustand inkorporiert. Die Untersuchungsparameter geben keinen Hinweis für eine Abstoßungsreaktion oder Unverträglichkeit, die Befunde sind sogar zum Teil besser als bei natürlichen Vergleichszähnen.
8. Die Ergebnisse der Testmethoden bei den Implantaten korrelieren signifikant mit den Ergebnissen bei den natürlichen Vergleichszähnen. Außerdem besteht eine signifikante Korrelation der Plaqueareale und der peripilären Sulcustiefe. Unter der Einschränkung der geringen Zahl der untersuchten Implantate können die angewandten Testmethoden deshalb als Indikatoren zur Beurteilung von dentalen Implantaten benutzt werden.

11. BIBLIOGRAPHIE

1. Abel H.: Die Befestigung implantierten Porzellan-Zahnersatzes mittels Wiplakieferschrauben.
Zahnärztl. Rdschau 22: 869 (1934).
2. Adams D., Williams D. F. und Hill J.: Carbon Fiber-Reinforced Carbon as a Potential Implant Material.
J. Biomed. Mater. Res. 12: 35-42 (1978).
3. Adell R.: Regeneration of the Periodontium, An experimental study in dogs.
Scand. J. Plast. Reconstr. Surg., Suppl. 11 (311): 1-177 (1974).
4. American Dental Association: US imposes time limit on endosseous implants.
J. Am. Dent. Assoc. 97: 98 (1978)
5. Arnaudow M.: Grundsätzliches zur enossalen Implantologie.
Zahnärztl. Prax. 26, 429-32 (1975).
6. Arnaudow M.: Die Abwandlungsfähigkeit der künstlichen Wurzel.
Zahnärztl. Prax. 27/ 58-9 (1976).
7. Ashman A. und Moss M. L.: Implantation of porous polymethylmethacrylate resin for tooth and bone replacement.
J. Prosthet. Dent. 37: 657-65 (1977).
8. Babbush C.A.: Enossale Blattimplantate.
Zahnärztl. Prax. 26: 456-9 (1975).
9. Babbush C.A. und Greene A. H.: Implant Dentistry: A Long-term Survey & Comparative Study with fixed Bridgework.
J. Oral Implants. 7, 89-105 (1977).
10. Baratieri A., Sacchi A. und Miani C.: Bone changes incident to blade-vent implants.
Jour. Biol. Buccale 6: 121-128 (1978)

11. Barker B.C.: Anatomical considerations when using endodontic endosseous pins and blade implants.
Aust. Dent. J. 21: 299-307 (1976).
12. Baud C. A.: Aspects biophysiques et ultrastructuraux de l'interface implant os.
SSO 86: 941-5 (1976).
13. Baumhammers A.: Custom Modification and Specifications für Bladevent Implant Designs to increase their Biologic Compatibility.
Oral Implantol. 2: 276-96 (1972).
14. Baumhammers A., Baumhammers I.: Periodontal Considerations of Endosseous Implants.
J. Periodontol. 43: 135-40 (1972).
15. Behrendt S. E.: Über Implantation, mit Vorstellung zweier Fälle von eingeeheilten künstlichen Zähnen.
Dtsch. Mschr. Zahnheilk. 19: 262-266 (1891).
16. Benoit P. und Festal F.: La Gencive Attachée.
Rev. Odontostomatol. Midi Fr. 36: 146-50 (1978).
17. Bhaskar S. N., Cutright D. E., Knapp M. J., Beasley J. D., Perez B. und Driskell T. D.: Tissue reaction to intrabony ceramic implants.
Oral-Surg. 31: 282-9 (1971).
18. Björn H. und Carlsson J.: Observations on a dental plaque morphogenesis.
Odontologisk Revy 15: 23-8 (1964).
19. Björn A., Koch G. und Lindhe J.: Evaluation of gingival fluid measurements.
Odont. Rev. 16: 300-7 (1965).
20. Bluth R., Pinkert R. und Steger E.: Charakterisierung und Bestimmung des Restmonomergehaltes von Implantatkunststoffen aus Polymethacrylsäuremethylester.
Zahn Mund Kieferheilk. 63: 478-89 (1975).

21. Bluth R., Pinkert R. und Steger E.: Untersuchungen zur Restmonomerenabgabe von Implantatkunststoffen aus Poly-methacrylsäuremethylester.
Zahn Mund Kieferheilk. 63: 680-6 (1975).
22. Bobbio A.: The First Endosseous Alloplastic Implant in the History of Man.
Bull. Hist. Dent. 20: 1-6 (1972).
23. Bödecker C. F. und Applebaum E.: The clinical importance of the Gingival Crevice.
The Dental Cosmos 76: 1127-42 (1934).
24. Bodine R.: Comments regarding "Malignant Tumor At Site of Metal Implant".
Oral Implantol. 3: 65-9 (1972).
25. Bollmann F. und Marxkors R.: Konzept für enossale Implantationen aus prothetischer Sicht.
Dtsch. zahnärztl. Z. 33, 368-71 (1978).
26. Böttger H.: Implantate vom Standpunkt des Prothetikers.
Zahnärztl. Mitt. 63: 427-9 (1973).
27. Brill E.: Über die Implantation von Porzellanwurzeln.
Dtsch. med. Wschr. 17: 740 (1931).
28. Brill N. und Krasse B.: The passage of tissue fluid into the clinically healthy gingival pocket.
Acta odont. scand. 16: 233-45 (1958).
29. Brill N.: The gingival pocket fluid. Studies of its occurrence, composition and effect.
Acta odont. scand. 20, Suppl. 32 (1962).
30. Brinkmann E.: Erfolge und Mißerfolge bei zahnärztlichen Implantationen.
Quintessenz 24:(4)17-22,(1973) und 24:(5) 17-24 (1973).

31. Brinkmann E.: Indikation zur enossalen Implantation.
Dtsch. zahnärztl. Z. 31: 557-9 (1976).
32. Brinkmann E.: Die Bedeutung statistischer Erhebungen
über orale Implantationsverfahren.
Dtsch. zahnärztl. Z. 32: 158-9 (1977).
33. Brinkmann E.: Prothetische Grundsätze bei der enossalen
Implantation (I) und des implantatgelagerten Ersatzes (II).
Dtsch. zahnärztl. Z. 33: 470-3 (1978).
34. Brinkmann E.: "Parodontalbefunde" bei enossalen Implan-
taten.
Dtsch. zahnärztl. Z. 33: 52-3 (1978)
35. Brömer H., Pfeil E. und Käs H. H.:
DT-PS 2.326100, erteilt 22.9.1975
36. Bundesministerium für Forschung und Technologie: Bekannt-
machung über die Förderung von Forschungs- und Entwick-
lungsvorhaben zur Erarbeitung und Erprobung von Prüf-
und Bewertungsverfahren für medizintechnische Implantate
und Implantatwerkstoffe.
Bundesanzeiger 32: Nr. 27 vom 8.2.1980
37. Bunte M., Strunz V., Gross U.M., Broemer H. und Deutscher K.:
Vergleichende Untersuchungen über die Haftung verschiedener
Implantatmaterialien im Knochen.
Dtsch. zahnärztl. Z. 32: 825-8 (1977).
38. Brunski J. B., Moccia A. F. Jr., Pollak S. R., Korostoff E.
und Trachtenberg D. I.: The influence of functional use
of endosseous dental implants on the tissue-implant in-
terface. I. Histological aspects.
J. Dent. Res. 58: 1953-69 (1979)
39. Brunski J. B., Moccia A. F. Jr., Pollack S. R., Korostoff E.
und Trachtenberg D. I.: The influence of functional use of
endosseous dental implants on the tissue-implant interface.
II. Clinical aspects.
J. Dent. Res. 58: 1970-80 (1979).

40. Chappuis D.: Contribution à l'implantologie dentaire.
Etudes histologiques d'implantations réalisées avec du
Dacron^R et de la Crastine^R.
SSO 83: 891-921 (1973).
41. Chiarenza A.: The Implant Sulcus.
Oral Implantol. 4: 330-42 (1974).
42. Chiarenza A. R.: The use of dental implants as cathodes
for D. C. stimulation of osteogenesis in alveolar bone.
Oral Implantol. 5: 466-488 (1975).
43. Claussen N.: Erhöhung des Reißwiderstandes von Keramiken
durch gezielt eingebrachte Mikrorisse.
Ber. Dt. Keram. Ges. 54: 420-3 (1977).
44. Claussen N., Steeb J. und Pabst R. F.: Effect of Induced
Microcracking on the Fracture Toughness of Ceramics.
Ceramic Bulletin 56: 559-562 (1977).
45. Claussen N. und Jahn J.: Umwandlungsverhalten von ZrO₂-
Teilchen in einer keramischen Matrix.
Ber. Dt. Keram. Ges. 55: 487-491 (1978)
46. Cranin A. N. und Dennison T. A.: Construction techniques
für blade and anchor implants.
J. Am. Dent. Assoc. 83: 833-9 (1971).
47. Cranin A. N., Cranin S. L. und Dennison T. A.: Physical
evaluation of the Patient presenting for Implant surgery.
Oral. Implantol. 2: 265-75 (1972)
48. Cranin A. N., Dennison T. A., Schnitman P., Piliero S.
und Pentel L.: The Anchor Oral Endosteal Implant.
J. Biomed. Mater. Res. Symposium 4: 235-49 (1973).
49. Cranin A. N., Rabkin M. F. und Garfinkel L.: A statisti-
cal evaluation of 952 endosteal implants in humans.
J. Am. Dent. Assoc. 94: 315-20 (1977).

50. Cross D. L., Baumhammers A., Guarlotti C. A., Ruskin P. F. und Molinari J. A.: Healed Bone Over and Trough Three Month Old Size-Graded Bladevent Implants, J. Periodontol. 45: 792-6 (1974) und: Oral Implantol. 5: 536-46 (1975).
51. Dähler C.: Warum gibt es erfolgreiche Implantate? SSO 86: 954-63 (1976).
52. Denissen H. W., deGroot K., Makkes P. C., Hooff A. van den und Klopper P. J.: Animal and human studies of sintered hydroxylapatite as a material for tooth root implants. First World Biomaterials Congress, Baden, Österreich, 8.-12.4.1980, Book of Abstracts.
53. Dobbs H. S. und Minski M. J.: Metal ion release from total hip replacements in the body. First World Biomaterials Congress, Baden, Österreich, 8.-12.4.1980, Book of Abstracts.
54. Dördelmann K., Tetsch P. und Ibing G.: Vergleichende tierexperimentelle Untersuchungen zur Bedeutung der Oberflächenstruktur für die Stabilität von Extensionsimplantaten. Dtsch. zahnärztl. Z. 32: 280-283 (1977).
55. Dörre E., Beutler H. und Geduldig D.: Anforderungen an oxidkeramische Werkstoffe als Biomaterial für künstliche Gelenke. Arch. Orthop. Unfallchir. 83: 269-78 (1975).
56. Driskell T. D. und Heller A. L.: Clinical Use of Aluminium Oxide Endosseous Implants. Oral Implantol. 7: 53-76 (1977).

57. Edlan A. und Mejchar B.: Plastic surgery of the vestibulum in periodontal therapy.
Int. dent. J. 13: 543 (1963).
58. Egelberg J.: Permeability of the dento-gingival junction.
J. Periodont. Res. 1: 180-191, 276-286, 287-296 und 297-302 (1966).
59. Ehrl P.A.: Nachuntersuchung behandelter Mund-Antrum-Verbindungen.
ZWR 88:548-551 (1979).
60. Ehrl P.A. und Frenkel G.: Vorläufiger Bericht zur Entwicklung eines Extensionsimplantates für den Unterkieferseitenzahnbereich aus multikristalliner Aluminiumoxid-Keramik.
Quintessenz 30: (12) 15-21 (1979) und 31: (1) 11-20 (1980).
61. Eichner K.: Enossale Implantologie - aus prothetischer Sicht.
Dtsch. Zahnärztl. Z. 28: 36-40 (1973).
62. Engelhardt A., Salzer M., Zeibig A. und Locke H.: Experiences with Al_2O_3 Implantations in humans to bridge resection defects.
J. Biomed. Mater. Res. 9: 227-32 (1975).
62. Esswein W.: Nadelimplantate - Ein klinischer Erfahrungsbericht.
Dtsch. Zahnärztl. Z. 32: 305-7 (1977).
63. Fagan M. J. Jr.: Preventive Dentistry Concepts for Endosseous Implantology.
Oral Implants. 4: 345-9 (1974).
64. Fagan M. J. und Fagan M. J.: The Fagan Endosseous Stabilizer (FES) Implant: A Preliminary Report.
Oral Implants. 7: 77-88 (1977).

65. Fazekas A.: Untersuchungen über die Temperaturveränderungen in der Mundhöhle bei der Speisenaufnahme.
ZWR 82: 950-6 (1973).
66. Ferger P. und Schneider W.: Form des Brückenkörpers von Schwebelücken und Selbstreinigung.
Dtsch. zahnärztl. Z. 34: 756-758 (1979).
67. Frenkel G.: Erfahrungen mit der subperiostalen Gerüstimplantation im Unterkiefer. DZZ 7: 1 (1957).
68. Frenkel G.: Zweieinhalbjährige Erfahrungen mit enossalen Implantaten.
Dtsch. zahnärztl. Z. 28: 30-35 (1973).
69. Frenkel G.: Klinische und histologische Aspekte bei der Verwendung nichtmetallischer Werkstoffe in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde.
Österr. Z. Stomatol. 74: 2-9 (1977).
70. Frenkel G., Nowak K., Schulz-Freywald G., Bertram K. J., Gruh W. und Dörre E.: Untersuchungen mit nichtmetallischen Werkstoffen in der Zahn-, Mund- und Kieferchirurgie.
Dtsch. zahnärztl. Z. 32: 295-297 (1977).
71. Frenkel G. und Niederdellmann H.: The possibilities afforded by the use of dense aluminium oxide ceramics in the reconstruction of the temporomandibular joint.
Quintessence International 8: 19-26 (1977).
72. Frenkel G.: Keramikimplantation: Experimentelle Daten und klinische Perspektiven.
Vortrag auf d. 20. Bayerischen Zahnärztetag, München (1979).

73. Friedrich H.: Die zahnärztliche offene Implantation aus rechtlicher Sicht.
Zahnärztl. Mitt. 61: 464-7 und 518-22 (1971).
74. Furseth R. und Pedersen K. N.: Ultrastructure of tissue in intrabony and subperiosteal porous ceramic implants.
Int. J. Oral Surg. 7: 471-8 (1978).
75. Geduldig D., Lade R., Prüßner P. und Zichner L.: Tierexperimentelle Untersuchungen zur Testung von Implantatwerkstoffen bei Hunden und Schafen.
Tierärztl. Prax. 5: 243-54 (1977).
76. Geiger S. A. und Pesch H. J.: Tierexperimentelle Untersuchungen über die Einheilung von Keramikimplantaten bei Knochendefekten im Kieferhöhlenbereich.
Dtsch. zahnärztl. Z. 32: 396-399 (1977).
77. Geiger S. A. und Pesch H.-J.: Langzeitverhalten von Aluminiumoxidkeramik-Implantaten im Bereich von pneumatisierten Höhlen im Tierexperiment.
Dtsch. zahnärztl. Z. 35: 57-60 (1980).
78. Gibbons D. F.: Biomedical Materials.
Annual review biophysics and bioengineering, Palo Alto, Calif. 4: 367-75 (1957).
79. Glantz P. O., Bjoerlin G. und Sundstroem B.: Tissue reactions to some dental implant materials. An in vivo study in white rats.
Odontol. Revy 26: 231-8 (1975).
80. Golub L. M. und Kleinberg I.: Gingival Crevicular Fluid: A New Diagnostic Aid in Managing the Periodontal Patient.
Oral Sc. Reb. 8: 49-61 (1976).

81. Gourley I. M., Richards I. W. und Cordy D. R.: Titanium endosteal dental implants in the mandibles of beagle dogs: a 2 year study.
J. Prosthet. Dent. 36: 550-56 (1976).
82. Grafelmann H. L. und Brandt H. H.: Erfahrungen mit endosalen Extensions-Implantaten nach Linkow.
Quintessenz 21: (11) 27-34 (1970).
83. Grant D. A., Stern I. B. und Everett F. G.: Orban's Periodontics - a concept - theory and practice.
C. V. Mosby Company, Saint Louis, USA (1972).
84. Green J. C. und Vermillion J. R.: A method for classifying oral hygiene status.
J. Amer. Dent. Assoc. 61: 171 (1957).
85. Grenoble D. E., Melrose R. J. und D. H.: Histologic evaluation of vitreous carbon endosteal implants in occlusion in dogs.
Biomater. Med. Dev. Art. Org. 3: 245-58 (1975).
86. Grenoble DE. und Voss R.: Analysis of five years of study of vitreous carbon endosseous implants in humans.
Oral Implants. 6: 509-25 (1977).
87. Griss P., Krempien B., Andrian-Werbung H. von, Heimke G. und Feiner R.: Experimentelle Untersuchung zur Gewebsverträglichkeit oxidkeramischer (Al_2O_3) Abriebteilchen.
Arch. Orthop. Unfallchir. 76: 270-9 (1973).
88. Griss P., Andrian-Werbung H. von, Krempien B. und Heimke G.: Biological Activity and Histocompatibility of dense Al_2O_3 /MgO Ceramic Implants in Rats.
J. Biomed. Mater. Res. Symposium 4: 453-462 (1973).
89. Griss P., Heimke G. und von Andrian-Werbung H. F.: Die Aluminiumoxidkeramik-Metall-Verbundprothese. Eine neue Hüftgelenkttotalendoprothese zur teilweise zementfreien Implantation.
Arch. Orthop. Unfallchir. 81: 259-66 (1975).

90. Griss P., Werner E., Heimke G. und Buchinger R.:
Vergleichende experimentelle Untersuchungen an Bioglas (L.L. Hench), Al_2O_3 -Keramik und mit mod. Bioglas beschichteter Al_2O_3 -Keramik.
Arch. Orthop. Unfallchir. 90: 15-27 (1977).
91. Griss P., Werner E., Buchinger R., Büsing C. M. und Heimke G.: Zur Frage der unspezifischen Sarkomententstehung um Al_2O_3 -keramische Implantate. Experimentelle Untersuchungen.
Arch. Orthop. Unfallchir. 90: 29-40 (1977).
92. Ham A. W. und Harris W. R.: Repair and Transplantation of Bone.
In: Bourne GH (Hrsg.): The Biochemistry and Physiology of Bone. Academic Press, New York (1971), Vol. III, S. 337.
93. Haraldson T. und Carlsson G. E.: Bite Force and oral function in patients with osseointegrated implants.
Scand. J. Dent. Res. 85: 200-208 (1977).
94. Hedegard B.: The prognosis of abutment teeth in partial dentures.
Int. Dent. J. 14: 252 (1964).
95. Heimke G.: Enossale Implantate aus Aluminiumoxid-Keramik.
Dtsch. zahnärztl. Z. 33: 306-10 (1978).
96. Heinrich B.: Schrauben-Implantate.
Quintessenz 22: (2) 21-5 (1971).
97. Heinrich B.: Möglichkeiten der alloplastischen Implantologie.
Zahnärztl. Prax. 28: 525 (1977).
98. Held K. und Reckziegel A.: Oxidkeramik.
Ullmanns Enzyklopädie der technischen Chemie, Band 17: 515-529, Verlag Chemie GmbH, Weinheim (1979).

99. Heners H., Dietz G.: Experimentelle Untersuchung zur Belastbarkeit traumatisierter Parodontien.
Dtsch. zahnärztl. Z. 33, 21-3 (1978).
100. Hillischer H. T.: Implantation künstlicher Zähne nach Dr. Znamensky.
Dtsch. Mschr. Zahnheilk. 19: 158-163 (1891).
101. Hindes W.: Über Stiftimplantate.
Sammelband der Vorträge der Internat. Fortbildungs-
woche für Zahnärzte in Timmendorferstrand,
Werk-Verlag Bnaschewski, München (1969).
102. Hoexter D. L. und Epstein S. B.: The Poncho Flap (Re-
positioned Perforated Attached Gingival Flap).
Oral Implantol. 5: 547-52 (1975).
103. Hulbert S. F., Morrison S. J. und Klawitter J. J.:
Tissue Reaction to Three Ceramics of Porous and Non-
porous Structures.
J. Biomed. Mater. Res. 6: 347-374 (1972).
104. Hulbert S. F. und Klawitter J. J.: A quick screening test
of biomaterials by means of chick embryo techniques.
J. Biomed. Mater. Res. 8: 137-53 (1974).
105. Iancu-Löbel R.: Die Versorgung der Orbitabodenfrakturen
mit Implantaten aus Aluminium-Oxid-Keramik,
Dissertation Frankfurt 1979.
106. Jacobs H. G.: Knochenreaktionen im Tierversuch nach Ein-
gliederung von enossalen Blattimplantaten.
Orale Implantol. 1: 77-99 (1974).
107. Jacobs H. G. und Kirsch T.: Zahnärztliche Implantate aus
einer Gold-Platin-Legierung mit Porzellanüberzug des
enossalen Anteils. Tierexperimentelle Untersuchungen.
Dtsch. zahnärztl. Z. 29: 1014-7 (1974).

108. Jacobs H. G., Kirsch T. und Lehnert S.: Vorläufige klinische und histologische Ergebnisse tierexperimenteller Untersuchungen nach Eingliederung von enossalen Implantaten unter Berücksichtigung metallurgischer Gesichtspunkte.
Dtsch. zahnärztl. Z. 29: 201-6 (1974).
109. Jacobs H. G. und Kirsch T.: Rasterelektronenmikroskopische Oberflächenuntersuchungen von enossalen Implantaten nach einem Jahr Liegezeit im Tierversuch.
Fortschr. Kiefer Gesichtschir. 21: 151-4 (1976).
110. Jacobs H. G. und Kobes L.: Enossale Blattimplantate beim zahnlosen Patienten und prothetische Versorgung.
Dtsch. zahnärztl. Z. 32: 142 (1977).
111. Jacobs H. G.: Enossale Schraubenimplantate zur Fixierung von Zahnersatz - Eine kritische Betrachtung aufgrund tierexperimenteller Untersuchungen.
Dtsch. zahnärztl. Z. 32: 299-301 (1977).
112. James R. A.: Periodontal Considerations in Implant Dentistry.
J. Prosthet. Dent. 30: 202-9 (1973).
113. James R. A. und Schultz R. L.: Hemidesmosomes and the adhesion of junctional epithelial cells to metal implants - a preliminary report.
Oral Implantol. 4: 294-302 (1974).
114. James R. A., Woods W. und Kurti R.: "Blade-vent" implant resulting in an oroantral fistula.
Oral Surg. 37: 350-4 (1974).
115. Jenkins G. M. und Grigson C. J.: The Fabrication of Artifacts out of Glassy Carbon and Carbon-Fiber-Reinforced Carbon for Biomedical Applications.
J. Biomed. Mater. Res. 13: 371-394 (1979).

116. Jepsen A.: Root surface measurements and a method for x-ray determination of root surface area.
Acta Odont. Scand. 21: 35 (1963).
117. Jourdan, Maggiolo: Manuel de l'art du dentiste.
Nancy (1807). Kap. 10, zit. n. Ritzmann.
118. Kanth L.: Zur intraossalen Implantation.
ZWR 79: 477-9 (1970).
119. Kanth L.: Das gegossene (intramobile) Schraubenimplantat.
DZZ 25: 465-6 (1971).
120. Kanth L.: Die Formgebung eines enossalen Implantats zur Dämpfung des Kauendrucks.
Dtsch. zahnärztl. Z. 27: 229-235 (1972).
121. Kanth L.: Erfolge und Mißerfolge mit Implantaten - I. Teil und II. Teil.
ZWR 86: 105-11 und 163-6 (1977).
122. Kato K., Aoki H., Eng D., Tabata T. und Ogiso M.: Biocompatibility of apatite ceramics in mandibles.
Biomater. Med. Devices Artif. Organs 7: 291-7 (1979).
123. Kent J., Cranin N., Meffert R., Armitage J., Babbush C., James R., Shim H. und Bokros J.: LTI pyrolytic carbon endosseous dental implants in humans: a 4 year multi-institutional study.
First World Biomaterials Congress, Baden, Österreich 8.-12.4.1980, Book of Abstracts.
124. Kibrick M., Munir ZA., Lash H. und Fox S. S.: The Development of a Materials System for an Endosteal Tooth Implant.
Oral Implantol. 7: 106-123 (1977).

125. Kirsch A.: Titan-spritzbeschichtetes Zahnwurzelimplantat unter physiologischer Belastung beim Menschen. Dtsch. zahnärztl. Z. 35: 112-114 (1980).
126. Kirschner H. und Meyer W.: Entwicklung einer Innenkühlung für chirurgische Bohrer. Dtsch. zahnärztl. Z. 30: 436-8 (1975).
127. Kirschner H., Bolz U., Enomoto S., Hüttemann RW., Meinel W. und Sturm J.: Eine neue Methode kombinierter auto-alloplastischer Zahnreplantation mit partieller Al_2O_3 -Keramikwurzel. Dtsch. zahnärztl. Z. 33: 594-598 (1978).
128. Knoell A. C. und Grenoble D. E.: The Role of Biomechanics in Oral Implantology. J. Biomed. Mater. Res. Symposium 5: 435-443 (1974).
129. Kobes L. W.: Möglichkeiten und Grenzen der prothetischen Versorgung der reduzierten Zahnreihe. Dtsch. zahnärztl. Z. 34: 622-8 (1979).
130. Koch W. L.: Statistische Auswertung über Erfolg und Ursachen von Mißerfolg an 700 in eigener Praxis ausgeführten enossalen Blattimplantationen. Orale Implantol. 1: 105-38 (1974).
131. Koch W. L.: Die zweiphasige enossale Implantation von intramobilen Zylinderimplantaten - IMZ. Quintess. zahnärztl. Lit. 27: 23-31, 21-27, 39-46 (1976).
132. Köster K., Heide H. und König R.: Resorbierbare Calciumphosphatkeramik im Tierexperiment unter Belastung. Langenbecks Arch. Chir. 343: 173-81 (1977).
133. Köster K., Heide H. und König R.: Histologische Untersuchungen an der Grenzfläche zwischen Knochengewebe und Calciumphosphat-, Calciumaluminat- und Aluminiumoxidkeramik. Z. Orthop. Grenzgebiete 115: 693-699 (1977).

134. Krempien B., Schulte W., Kleinelkenschmidt H., Lindner K., Schareyka R. und Heimke G.: Lichtoptische und rasters Elektronenmikroskopische Untersuchungen an der Grenzfläche von Implantaten aus Aluminiumoxidkeramik im Unterkieferknochen von Hunden.
Dtsch. zahnärztl. Z. 33: 332-40 (1978).
135. Krempien B.: Light- and electromicroscopical findings at the interface of bone tissue and implants of dense Al_2O_3 ceramic.
First World Biomaterials Congress, Baden, Österreich 8.-12.4.1980, Book of Abstracts.
136. Kubik S.: Die Anatomie der Kieferknochen in Bezug auf die enossale Blattimplantation - I. Mandibula.
ZWR 85: 264-71 (1976).
137. Kuo Y. S.: Biocompatibility of Polysulfone composite materials for dental implant.
Bull. Tokyo Med. Dent. Univ. 24: 223-31 (1977).
138. Lange D. E. und Topoll H.: Experimentelle Untersuchungen über den Wert der Sulcus-Fluid-Flow-Rate (SFRR) als diagnostisches Hilfsmittel bei Parodontalerkrankungen unter Verwendung eines halbautomatischen Analysegerätes.
Dtsch. zahnärztl. Z. 34: 353-358 (1979).
139. Lass H. D.: Klinische und histologische Untersuchungen bei enossalen Implantaten.
ZWR 82: 737-743 und 779-783 (1973).
140. Lass H. D.: Experimentelle Untersuchungen über die Möglichkeit einer funktionellen Anpassung des Knochengewebes bei enossalen Implantaten.
Quintessenz 25: 113-7 (1974).
141. Lass H. D.: Histologische Untersuchung über die Lagebeziehung enossaler Implantate zum Canalis mandibularis.
ZWR 83: 732-3 (1974).

142. Leake D., Schwartz H. C. Michieli S., Habal M. B. und Freeman S.: Status of selected biomaterials for oral and maxillofacial surgery.
Biomat. Med. Dev. Art. Org. 7: 213-27 (1979).
143. Lemons J. E.: Biomaterial Considerations for Dental Implants Part I: Metals and Alloys.
Oral Implantol. 5: 503-515 (1975).
144. Lentrodt I. und Bull HG.: Tierexperimentelle Untersuchung zur Frage der Gewebeschädigung durch höchsttouriges Bohren und Fräsen im Knochen.
Quintess. zahnärztl. Lit. 29: 230 (1974).
145. Lhotsky B.: Enossale Implantationsgerüste.
Zahnärztl. Prax. 23: 236 (1972).
146. Linkow L. I.: The blade vent - A new dimension in endosseous implantology.
Dental concepts 11: 3-12 (1968).
147. Linkow L. O., Glassman P. E. und Asnis S. T.: Makroskopische und mikroskopische Untersuchungen an enossalen Blattimplantaten (sechsmonatige Tierexperimente).
Orale Implantol. 1: 37-59 (1974).
148. Linkow L. I.: Statistical Analysis of 173 Implant Patients.
Oral Implantol. 4: 540-62 (1974).
149. Linkow L. I.: Further evidence of the compatibility of the titanium blade implant with the skeletal structures.
Oral Implantol. 5: 179-90 (1974).
150. Linkow L.: Blattimplantologie.
Zahnärztl. Prax. 26: 356-9 (1975).

151. Linkow L. I. und Mahler M. S.: Factors predisposing implant succes - a continuing analysis of 173 implant patients.
Oral Implantol. 5: 362-8 (1975).
152. LÖe H. und Silness J.: Periodontal disease on pregnancy. I. Prevalence and severity.
Acta odont. scand. 21: 533 (1963).
153. LÖe H. und Holm-Pedersen P.: Absence and presence of fluid from normal and inflamed gingivae.
Periodontics 3: 171-7 (1965).
154. Lucatorto F. M., Trieger N. und Knapp W. J.: Tissue compatibility of porous alumina-ceramic.
J. South. Calif. State Dent. Assoc. 40: 1052-9 (1972).
155. Luhr H. G.: Die Kompressionsosteosynthese bei Unterkieferfrakturen.
Carl Hanser Verlag, München (1972).
156. Lukas D. und Seyfried A.: Der räumliche Verlauf des Mandibularkanals - eine rechnergestützte trigonometrische Röntgenbilddauswertung.
Dtsch. zahnärztl. Z. 34: 227-30 (1979).
157. Lukas D., Ney T. und Schulte W.: Zur Lastaufnahme des Knochens bei Tübinger Sofortimplantaten.
Dtsch. zahnärztl. Z. 35: 330-333 (1980).
158. Mann W. V.: The Correlation of Gingivitis, Pocket Depth and Exsudate from the Gingival Crevice.
J. Periodontol. 34: 379-87 (1963).
159. Marxkors R.: Das Implantat - eine Alternative im Lückengebiss?
ZWR 88: 759-61 (1979).

160. McDougall A.: Malignant tumour at site of bone plating.
J. Bone Surg. Brit. Ed. 38: 709 (1956).
161. Monroe E. A., Votava W., Bass D. B. und McMullen J.:
New Calcium Phosphate Ceramic Material for Bone and
Tooth Implants.
J. Dent. Res. 50: 860-1 (1971).
162. Mühlbradt L.: Neurophysiologische Methoden und Untersuchungen zu Rezeptorfunktionen an Implantaten (Vorläufige Mitteilung).
Dtsch. zahnärztl. Z. 33: 363-4 (1978).
163. Mühlbradt L., Meyle J., Lukas D. und Schulte W.: Die Tastsensibilität Tübinger Sofortimplantate.
164. Mühlemann H. R.: Die physiologische und pathologische Zahnbeweglichkeit.
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 61: 1-68 (1951).
165. Mühlemann H. R.: Zur Mikrostruktur der Implantatoberflächen.
SSO 85: 97-112 (1975).
166. Munir Z. A., Richards L. W., Prado M. E.: Photoelastic Studies of the Stress Distributions on Blade-Type Endosteal Dental Implants.
Oral Implantol. 5: 296-332 (1975).
167. Mutschelknauf E.: Enossale Implantation von Porzellankörpern.
Quintessenz 21: (6) 19-23 (1970).
168. Mutschelknauf E.: Erfolge und Mißerfolge bei enossalen Implantaten.
Quintessenz 25: (6) 25-32 (1974) und 25: (7) 29-31 (1974).

169. Mutschelknauf E. und Dörre E.: Extensions-Implantate aus Aluminiumoxidkeramik (I + II).
Quintessenz 28 (7 u. 8) 1-10 (1977).
170. Mutschelknauf E. und Dörre E.: Enossale Stiftimplantate aus Aluminiumoxidkeramik.
Zahnärztl. Prax. 29: 362-366 (1978).
171. Natiella J. R., Armitage J. E., Meenaghan M. A. und Greene G. W.: Tissue response to dental implants protruding mucous membrane.
Oral Sci. Rev. 5: 85-105 (1974).
172. Newesely H.: Metallimplantate oder keramische Implantate? - Eine werkstoffkundliche Gegenüberstellung.
Österr. Z. Stomatol. 76: 204-213 (1979).
173. Newesely H.: Übersicht über Implantatwerkstoffe.
Dtsch. zahnärztl. Z. 34: 650-4 (1979).
174. Niederdehlmann H. und Borkmann B.: Einheilungsbedingungen von Osteosyntheseplatten und Schrauben aus Aluminiumoxid-Keramik im Tierexperiment.
ZWR 85: 376-7 (1976).
175. Nothdurft H.: Experimentelle Sarkomauslösung durch eingeheilte Fremdkörper.
Strahlentherapie 11: 192-199 (1956).
176. Nyman S., Lindhe J. und Lundgren D.: The role of occlusion für the stability of fixed bridges with reduced periodontal tissue support.
J. Clin. Periodont. 2: 53-66 (1975)
177. Obwegeser H.: Der atrophische Kiefer aus der Sicht des Kieferchirurgen.
SSO 87: 946-58 (1977).

178. Ochsenbein H., Lutz F. und Mühlemann H. R.: Endosteal Oral Implantology: Two-Year Results of Mobility and Hysteresis Measurements - A Human Study. SSO 87: 815-22 (1977).
179. Orban J. E. und Stallard R. E.: Gingival Crevicular Fluid: A Reliable Predictor of Gingival Health? J. Periodontol. 40: 231-5 (1969).
180. Osborn J. F. und Weiss T.: Hydroxylapatitkeramik - ein knochenähnlicher Biowerkstoff. SSO 88: 1166-72 (1978).
181. Osborn J. F., Kovacs E. und Kallenberger A.: Hydroxylapatitkeramik - Entwicklung eines neuen Biowerkstoffes und erste tierexperimentelle Ergebnisse. Dtsch. zahnärztl. Z. 35: 54-56 (1980).
182. Osborn J. F. und Newesely H.: Bonding Osteogenesis induced by calcium phosphate implants. First World Biomaterials Congress, Baden, Österreich 8.-12.4.1980, Book of Abstracts.
183. Otto G., Hampel H. und Krause O.: Prothetische Aspekte bei der enossalen Implantologie. Stomatol. DDR 27: 747-51 (1977).
184. Park J. B., Young S. O., Kenner G. H., von Reum A. F., Myers B. R. und Moore R. R.: Dental implant fixation by electrically mediated process. II. Tissue ingrowth. Biomater. Med. Devices Artif. Organs 6: 291-303 (1978).
185. Pasqualini U.: Das transkorticale Implantat von Pasqualini und Russo - Biomechanische Prinzipien und Versuchesergebnisse. Orale Implantol. 4: 83-93 (1977).

186. Pedersen K. N., Haanaes HR. und Lyng S.: Tissue ingrowth into mandibular intrabony porous ceramic implants.
Int. J. Oral Surg. 3: 158-65 (1974).
187. Ferger F.: Aus der Abwehrlage des Gesamtorganismus resultierende Risiken der Implantation.
Zahnärztl. Prax. 29: 58-61 (1978).
188. Peters W. J. und Jackson R. W.: Reaction of bone to implanted materials.
Oral Sci. Rev. 5: 56-67 (1974).
189. Peters D., Tetsch F. und Pietzsch S.: Tierexperimentelle Untersuchungen zur Stabilisierung enossal verankerter Metallimplantate durch Elektrostimulation.
Dtsch. zahnärztl. Z. 32: 291-4 (1977).
190. Picton D. C. A., Johns R. B., Wills D. J. und Davies W. I. R.: The relationship between the mechanisms of tooth and implant support.
Oral Sci. Rev. 5: 3-22 (1974).
191. Pruin E. H.: Implantationskurs in der Odontostomatologie.
Buch- und Zeitschriftenverlag "Die Quintessenz", Berlin (1974).
192. Rahn B. A.: Biomechanische Aspekte bei Implantaten im Knochen.
SSO 86: 946-53 (1976).
193. Randzio J. und Finger W.: Zur Biomechanik enossaler Implantate: Beweglichkeitsmessungen im Modellversuch.
Dtsch. zahnärztl. Z. 29: 942-7 (1974).
194. Randzio J.: Zur Formgebung enossaler Dentalimplantate (Literaturübersicht und spannungsoptische Untersuchung).
Dissertation, Med. Hochschule Hannover 1975.
195. Randzio J. und Ficker E.: Spannungsoptik in der Bewertung enossaler Dentalimplantate,
ZWR 86: 894-900 (1977).

196. Rathgeb P.: Die Transformation des Knochengewebes im Bereich eines CBS-Schraubenimplantates. Eine bioptische Untersuchung nach 10monatiger Implantationszeit mit Hilfe des Rasterelektronen-Mikroskopes Stereoscan.
ZWR 80: 1103-7 (1971).
197. Rehberg H. J.: Metall-Implantate und Korrosion.
ZWR 81: 1018-21 (1972).
198. Reichart P. und Schlegel D.: Klinische und histologische Untersuchungen an Blatt-Implantaten im Hundeversuch.
Dtsch. zahnärztl. Z. 32: 284-6 (1977).
199. Reichart P. und Schlegel D.: Al_2O_3 -Extensionsimplantate im Hundeversuch.
Dtsch. Z. Mund- Kiefer-Gesichts-Chir. 3: 99-103 (1979).
200. Reisbick M. H. und Benson D.: Ceramic-coated subperiosteal implants. Part I. A pilot study.
J. Prosthet. Dent. 31: 204-10 (1974).
201. Rennerstedt B.: Osseointegrering: Ny metod ge tänder attandlösa.
Läkartidningen 74: 3749-57 (1977).
202. Reuther J. F.: Druckplattenosteosynthese und freie Knochentransplantation zur Unterkieferrekonstruktion - Experimentelle und klinische Untersuchungen.
Habilitationsschrift, Mainz (1977).
203. Reuther J., Krempien B. und Frenkel G.: Histological findings at the interface of bone tissue and a new screw-shaped implant - a comparative study of various materials. First World Biomaterials Congress, Baden, Österreich, 8.-12-4.1980, Book of Abstracts.

204. Riedmüller J. Soltész U.: Modelluntersuchungen zur Spannungsverteilung in der Umgebung von Zahnimplantaten.
ZWR 86: 842-7 (1977).
205. Riedmüller J. und Soltész U.: Vergleichende Modelluntersuchung der Spannungsverteilung um ein Extensionsimplantat in Normal- und Schräglage.
Techn. Mitteilung zum Auftrag der Feldmühle AG, Plochingen, Juni 1978.
206. Riess G., Heide H., Koester K. und Reiner R.: Erste klinische und tierexperimentelle Erfahrungen mit Tricalciumphosphat (TCP)-Implantaten.
Dtsch. zahnärztl. Z. 33: 287 (1978).
207. Ritzmann H.: Entwicklung und Problematik der Einpflanzung von künstlichen Zahnwurzeln und subperiostalen Stützgerüsten.
Med. Diss. Frankfurt (1960).
208. Roux W.: Gesammelte Abhandlungen über die Entwicklungsmechanik der Organismen.
Verlag W. Engelmann, Leipzig (1895).
209. Salk D. H.: Immediate Plastic Tooth Implants. Case Reports.
J. South. Calif. State Dent. Assoc. 40: 379-85 (1972).
210. Sandhaus S.: Nouveaux aspects de l'implantologie.
L'implant C.B.S.
Dr. S. Sandhaus (Eigenverlag), Lausanne (1969).
211. Sandhaus S.: Orale Rehabilitation durch C.B.S.-Implantate nach Sandhaus.
Zahnärztl. Prax. 27: 31-4 (1976).
212. Schareyka R.: Die Sulcus-Fluid-Fließrate (SFFR) bei Tübinger Sofortimplantaten aus Aluminiumoxidkeramik.
Dtsch. zahnärztl. Z. 33: 360-2 (1978).

213. Schlegel D., Reichart P. A. und Pfaff U.: Experimental bacteremia to demonstrate the barrier function of epithelium and connective tissue surrounding oral endosseous implants.
In. J. Oral Surg. 7: 569-72 (1978).
214. Schneider H. Hr., Kallenberger A. und Meszaros J.: Beweglichkeitsmessungen und histologische Untersuchungen an kaufunktionell belasteten, enossalen Titaniumimplantaten in Unterkiefern adulter Bärenmakaken.
SSO 88: 815-26 (1978) und 815-28 (1978).
215. Schröder A., Stich H., Straumann F. und Sutter F.: Über die Anlagerung von Osteozement an einen belasteten Implantatkörper.
SSO 88: 1051-8 (1978).
216. Schuh E. und Kellner G.: Ursachen des Verlustes von enossalen Tantalimplantaten.
Quintess. zahnärztl. Lit. 28: (2) 15-23, (1977).
217. Schulte W. und Heimke G.: Das Tübinger Sofort-Implantat.
Quintessenz 27: 1-7 (6/1976).
218. Schulte W., Kleineikenscheidt H., Lindner K. und Schareyka R.: Das Tübinger Sofortimplantat in der klinischen Prüfung.
Dtsch. zahnärztl. Z. 33: 348-359 (1978).
219. Schulte W., Kleineikenscheidt H., Schareyka R. und Heimke G.: Konzept und Prüfung des Tübinger Sofortimplantates.
Dtsch. zahnärztl. Z. 33: 319-325 (1978).
220. Schulte W., Kleineikenscheidt H., Lindner K., Schareyka R., Heimke G., Gerlach C. und Hardegg W.: Tierexperimente zur Frage der Einheilung des Tübinger Sofortimplantates.
Dtsch. zahnärztl. Z. 33: 326-331 (1978).
221. Schwartz R.: Occlusion and the edosseous implant.
Oral Implantol. 4: 205-15 (1973).

222. Scialom J.: Une découverte fortuite: Les implants-aiguilles.
I. D. 44: 737 (1962).
223. Seeger P. und Tetsch P.: Tierexperimentelle Untersuchungen zur Regeneration genormter Knochendefekte bei unterschiedlichen Kühlverfahren.
Dtsch. zahnärztl. Z. 33: 870-2 (1978).
224. Siebert G.: Zur physiologischen Auslenkung der Zähne.
Dtsch. zahnärztl. Z. 35: 362-5 (1980).
225. Smithloff M. und Fritz M.: The use of bladevent implants in a selected population of partially edentulous adults; a three year report.
Oral Implantol. 4: 145-73 (1973).
226. Smithloff M. und Fritz M. E.: The use of blade implants in a selected population of partially edentulous adults: a five year report.
J. Periodontol. 47: 19-24 (1976).
227. Spiessl B.: Die funktionsstabile Implantatprothese.
SSO 84: 726-41 (1974).
228. Spiessl B.: Das dynamische Kompressionsimplantat (DCI) - Prinzipien, Technik und Ergebnisse.
SSO 86: 964-74 (1976).
229. Stellmach R.: Experimentelle Untersuchungen über die Beziehung zwischen Funktion und Knochenbildung.
Dtsch. zahnärztl. Z. 14: 4 (1959).
230. Strassl H.: Experimentelle Studie über das Verhalten von titanbeschichteten Werkstoffen hinsichtlich der Gewebekompatibilität im Vergleich zu anderen Metall-implantaten.
Österr. Z. Stomatol. 75: 82-98 und 134-46 (1978).

- 231. Strazzeri A. J.: Applied harmonious occlusion and plaque prevention most important in implant succes. Oral Implantol. 5: 369-77 (1975).
- 232. Strunz V., Bunte M., Stellmach R., Gross U., Kühl K., Newesely H., Brömer H. und Deutscher K.: Glaskeramik als bioaktives Implantationsmaterial. Dtsch. zahnärztl. Z. 31: 69-70 (1976).
- 233. Strunz V., Bunte M., Stellmach R., Gross UM., Kühl K., Brömer H., und Deutscher U. K.: Bioaktive Glaskeramik als Implantatmaterial in der Kieferchirurgie. Dtsch. zahnärztl. Z. 32: 287-290 (1977).
- 234. Strunz V., Bunte M. und Sauer G.: Zahnwurzeln aus Ceravital^R. Einjährige klinische Ergebnisse mit einem bioaktiven Implantatmaterial. Dtsch. zahnärztl. Z. 32: 903-4 (1977).
- 235. Strunz V., Bunte M., Gross UM., Männer K., Brömer H. und Deutscher K.: Beschichtung vom Metallimplantaten mit bioaktiver Glaskeramik Ceravital^R. Dtsch. zahnärztl. Z. 33: 862-5 (1978).
- 236. Taylor D. F. und Smith F. B.: Porous Methyl Methacrylate as an Implant Material. J. Biomed. Mater. Res. Symposium 6: 467-79 (1972).
- 237. Tetsch P.: Experimentelle Untersuchungen zur primären Stabilität von Extensionsimplantaten. ZWR 82: 665-9 (1973).
- 238. Tetsch P.: Klinische und experimentelle Untersuchungen von Blattimplantaten nach Anwendung einer Oszillations-säge. Dtsch. zahnärztl. Z. 29: 206 (1974).

239. Tetsch P. und Bollmann F.: Zur Rehabilitation des Zahnlosen mit Hilfe enossaler Implantate.
ZWR 84: 609-12 (1975).
240. Tetsch P. und Dördelmann K.: Tierexperimentelle Untersuchungen mit enossal verankerten Extensionsimplantaten.
Orale Implantol. 2: 53-69 (1975).
241. Tetsch P. und Schone V.: Zytologische Untersuchungen der Gingiva bei enossal verankerten Extensionsimplantaten.
Dtsch. zahnärztl. Z. 31: 162-165 (1976).
242. Tetsch P.: Mißerfolge bei enossal verankerten Implantaten.
Dtsch. zahnärztl. Z. 32: 302-4 (1977).
243. Utech U.: Erfolge und Mißerfolge bei zahnärztlichen Implantationen.
Quintessenz 23: (11) 21-8 (1972), 23: (12) 33-40 (1972) und 24: (1) 11-6 (1973).
244. Utz W.: Histologische Untersuchungen an Implantatmodellen.
Dtsch. zahnärztl. Z. 29: 207-10 (1974).
245. Viscido A. J.: Submerged functional predictive endosteal blade implants.
Oral Implantol. 5: 195-209 (1974).
246. Vogels A. L. M., Plasschaert A. J. M. und König K. G.: Eine vergleichende Untersuchung von drei planimetrischen Plaquebewertungsmethoden.
Dtsch. zahnärztl. Z. 30: 412-5 (1975).

- 247. Wagner H. J.: Zur Aufklärungspflicht bei zahnärztlicher Behandlung.
Dtsch. zahnärztl. Z. 35: 162-4 (1980).
- 248. Weber S. P.: Implantat Registrierungsprogramm.
Orale Implantol. 1: 49-52 (1974).
- 249. Wennberg A., Hasselgren G. und Tronstad L.: A method for evaluation of initial tissue response to biomaterials.
Acta Odontol. Scand. 36: 67-73 (1978).
- 250. Wie H., Larheim TA. und Karlsen K.: Evaluation of endosseous implant abutments as a base for fixed prosthetic appliances. A preliminary clinical study.
J. Oral Rehabil. 6: 353-63 (1979).
- 251. Wirz J.: Die Transfixation von Steg-pfeilern im Unterkiefer.
ZWR 79: 721-6 (1970).
- 252. Wirz J.: Die transkanaläre Verschraubung von Pfeilerzähnen im Unterkiefer.
ZWR 83: 405-8 (1974).
- 253. Wolff J.: Das Gesetz der Transformation der Knochen.
Hirschwald, Berlin 1892.
- 254. Z'Graggen W.: Zur Messung der gingivalen Sulcusflüssigkeit am Menschen.
Inaugural-Dissertation, Universität Zürich 1970.
- 255. Znamensky N. N.: Über das mechanische Anwachsen künstlicher Zähne bei vollkommener Möglichkeit, während der Dauer des Anwachsungsprocesses harte Speisen zu kauen.
Dtsch. Mschr. Zahnheilk. 19: 306-324 (1891).
- 256. Zweymüller K., Zhuber K. und Locke H.: Eine Metall-Keramik-Verbundprothese für den Hüftgelenkersatz.
Wien. Klin. Wochenschr. 89: 548-51 (1977).

Herrn Prof. Dr. Dr. Gerhard Frenkel
danke ich herzlich für die Überlassung
des Themas sowie seine freundliche
Unterstützung und Förderung der Arbeit

Die Mittel zur Durchführung dieser Arbeit
wurden vom Ministerium für Wirtschaft,
Mittelstand und Verkehr des Landes
Baden-Württemberg zur Verfügung gestellt.

Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, daß ich die dem Fachbereich Humanmedizin der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel

"Entwicklung eines Extensionsimplantates aus polykristalliner Aluminiumoxidkeramik zum enossal abgestützten Zahnersatz in den lateralen Kieferabschnitten"

im Zentrum der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde unter Leitung von Professor Dr. Dr. G. Frenkel ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Am 27.4.1978 habe ich mit der Arbeit "Die Mund-Antrum-Verbindung - Statistische Untersuchung zu Epidemiologie, Ätiologie, Diagnostik und Therapie der Mund-Antrum-Verbindung sowie katamnestische Beurteilung behandelter Patienten mit dieser Diagnose" zum Dr. med. dent. promoviert.

Die vorliegende Arbeit habe ich bisher an keiner in- und ausländischen Universität im Fachbereich Humanmedizin weder zur Promotion eingereicht noch als Dissertation vorgelegt.

Bad Soden, den 1.10.1980

