

Klinische Erfahrungen mit synthetischen Knochenersatzmaterialien mit Anwendung im Bereich des Gesichtsschädels und der Kiefer

Christian Foitzik

Einleitung

Die natürliche Ausheilung von Knochendefekten ist aufgrund der wesentlich schnelleren Proliferation der den Defekt umgebenden Weichteilstrukturen dadurch limitiert, daß eine narbige Durchwachsung bzw. bindegewebiger Ersatz in der Regel das Endergebnis der spontanen Knochenheilung darstellt.

Im Bereich des Gesichtsschädels und des Kieferapparates wirken sich derartige ossäre Vernarbungen im allgemeinen sowohl funktionell als auch anatomisch bzw. strukturell ungünstig aus. Benachbarte Strukturen, wie z.B. Nerven, können durch bindegewebige Verwachsungen betroffen sein, so daß infolge von Irritationen Funktionsstörungen und Schmerzen die Folge sein können.

In diesem Zusammenhang sollte auch die Stützfunktion des Hartgewebes erwähnt werden, deren Störung durch Trauma oder Infektion im Kindesalter erhebliche Folgen für das Wachstum der betroffenen Region haben kann, so daß zunächst geringe Störungen mit dem Abschluß des Wachstums schwerwiegend werden können.

Nicht selten können die so auf Dauer bleibenden Hartgewebsdefekte auch das Erscheinungsbild des betroffenen Patienten im erheblichen Ausmaß beeinträchtigen.

Aus diesen Gründen wurde seit Beginn der operativen Therapie nach geeigneten Knochenersatzmaterialien gesucht, mit denen die Weichteile über dem Knochendefekt gestützt und der fehlende Knochen ersetzt werden könnten.

Die Verwendung spezieller Membranen, mit denen ein knöcherner Defekt abgedeckt und so das Eindringen der Weichteile verhindert wurde, brachte bereits günstige klinische Ergebnisse. Doch bei dieser membran gesteuerten Knochenregeneration wurde ein geeignetes Material gebraucht, mit dem sozusagen als Platzhalter der Hohlraum aufgefüllt wurde. Ohne diese speziellen Membranen kam es in den meisten Fällen zu einer narbigen Einscheidung der eingebrachten Fremdmaterialien.

In der chirurgischen Therapie werden bei gewissen Indikationen auch heute noch diese speziellen Membranen zur Separation von Hart- und Weichgewebe verwendet, wobei diese sowohl aus resorbierbaren als auch aus nicht resorbierbaren Materialien hergestellt werden.

Als das am besten geeignete Substrat für alle Maßnahmen zur Knochenauffüllung gilt der autogene Knochen, der von einer Entnahmestelle in eine andere Region des gleichen Individuums transplantiert wird.

Bevorzugte Entnahmestellen für autogene Knochen-
transplantate sind die Crista iliaca anterior oder posterior, der Tibiakopf, die Rippe, die Schädelkalotte und für

kleinere Defekte u.a. die Kinnregion, der horizontale Unterkieferast oder der Tuber maxillae.

In der Zahnmedizin und auf dem Gebiet der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie können verschiedene Indikationen für die Anwendung von Knochenersatzmaterialien gestellt werden. Ein wichtiges Kriterium ist dabei die sichere Abdeckung der Fremdstoffe durch die Weichteile, weil teilweise freiliegende Teile der Implantate infektionsgefährdet sind und so auch der Erfolg der Therapie infrage gestellt ist.

In den vergangenen Jahren wurden erhebliche Fortschritte in der Entwicklung von Knochenersatzmaterialien gemacht, so daß die klinische Erfolgsrate deutlich angestiegen ist.

Die Entwicklung der resorbierbaren Calciumphosphatkeramiken stellt dabei einen wichtigen Schritt in Richtung Knochenregeneration dar. Die künftig zu erwartende Verbesserung von bioaktiven Substanzen läßt die Annahme zu, daß in absehbarer Zeit eine gezielte Knochendefektheilung möglich sein wird.

Indikationen für Knochenersatzmaterialien

Die häufigste Erkrankung im Bereich der Kiefer, die mit einem Verlust an Knochengewebe einhergeht, ist die Parodontitis marginalis, bei der infolge einer chronischen Infektion des Zahnhalteapparates und dem damit vergesellschafteten Zahntaschenbefall die Infektion entlang der Zahnwurzel in die Tiefe dringt und den benachbarten Kieferknochen erfaßt mit der Folge, daß dieser durch Granulations- und Narbengewebe verdrängt wird.

Das Ziel der systematischen Parodontaltherapie ist die Erhaltung von Zähnen, ein Fortschreiten der Parodontalerkrankung aufzuhalten und die Zähne des Patienten zeitlebens in einem funktionell und ästhetisch akzeptablen Zustand zu erhalten (SCHENK et al. 1994; WACHTEL et al. 1990).

Eine besondere Bedeutung für die prognostische Beurteilung und für den Erhalt der Zähne hat der Zustand des Zahnhalteapparates und das Ausmaß des Verlustes der umgebenden ossären Strukturen (LINDHE et al. 1984). Sind diese durch tiefe Zahnfleischtaschen reduziert, so kann bei richtiger Indikationsstellung eine Auffüllung der marginalen Knochendefekte mit auto-, allogenen oder synthetischen Knochenersatzmaterialien neben den Maßnahmen der gesteuerten Geweberegeneration mit speziellen Membranen oder auch die Kombination beider Behandlungsverfahren eine Verbesserung der klinischen Situation ergeben (BERNIMOULIN et al. 1988; CLERGEAU et al. 1996; FATH et al. 1993; GOTTLOW et al.

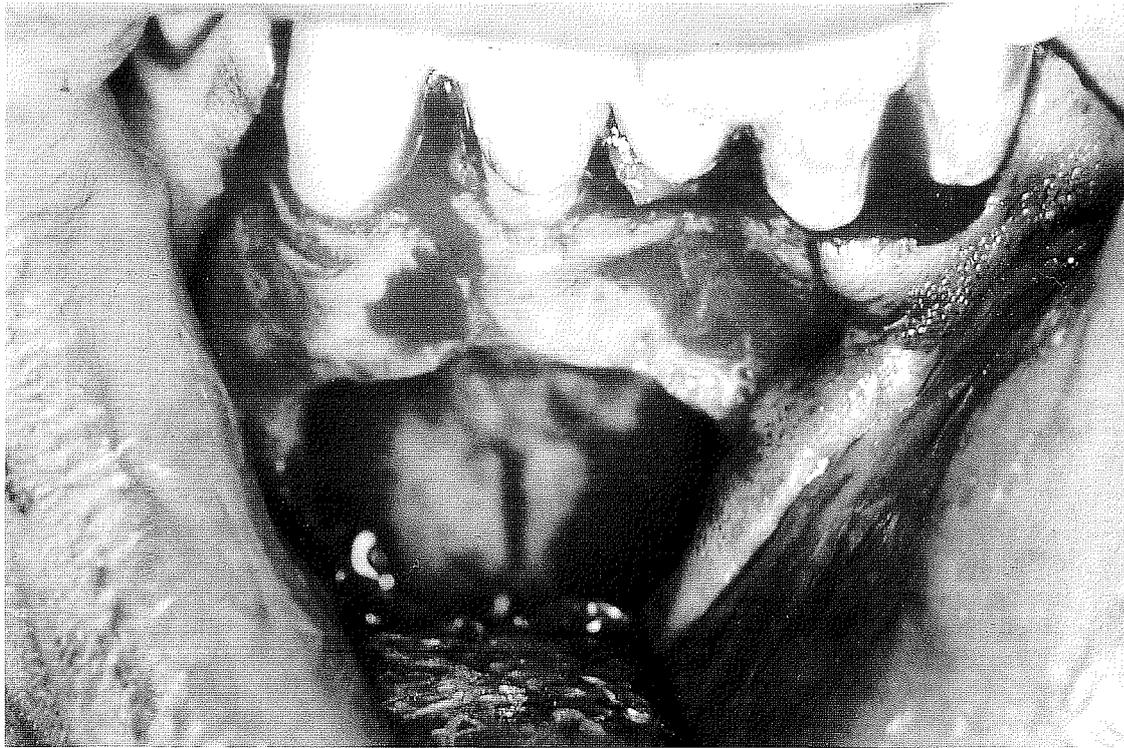


Abb. 1: Großer Defekt nach Entfernung einer Zyste im Unterkieferfrontzahnbereich.

1992a, 1992b; HIATT et al. 1979; SCHENK et al. 1994; YUKNA 1990).

Die bei der Membrantechnik verwendeten Membranen stehen aus resorbierbaren und nicht resorbierbaren Materialien zur Verfügung. Im wesentlichen handelt es sich dabei um Polylaktide oder Kollagenzubereitungen auf der einen und um PTFE (Polytetrafluoräthylen) auf der anderen Seite. Die nicht resorbierbaren Membranen werden nach einer sicheren Knochenausheilung von rund 4 bis 6 Monaten wieder entfernt und sind biologisch außerordentlich gut verträglich und stabil, wohingegen die resorbierbaren Membranen im Gewebe bereits nach wenigen Wochen durch biochemische Abbauvorgänge desintegriert werden.

Aus diesen Gründen wird bei der Indikationsstellung nicht nur das weitere therapeutische Vorgehen im Bereich des Knochendefektes für die Auswahl der speziellen Membran berücksichtigt, sondern auch die zeitlich als notwendig einzuschätzende Separation des Weichgewebes vom Knochen, welche bei ungestörter mit den Membranen gesteuerter Knochenregeneration zwischen 3 bis 6 Monaten beträgt.

Analog dazu werden auto-, allo- oder xenogener Knochen sowie Knochenersatzmaterialien zur Verbesserung des Knochenvolumens am Implantatlager mit überwiegend günstigen klinischen Ergebnissen verwendet (ACKERMANN et al. 1994; BOYNE 1992; FOITZIK et al. 1996; HORCH et al. 1985; KREKELER et al. 1993; SPIEKERMANN 1994; WETZEL et al. 1995).

Auch wenn aufgrund biologischer Vorteile bei der Transplantation von autogenem Knochen günstigere Einhei-

lungsergebnisse zu erwarten sind, führen bei kleineren Knochendefiziten Ersatzstoffe allein oder als Gemisch mit autologem Knochen zu ebenso günstigen Ergebnissen (BEREITER et al. 1991; FLEMMING et al. 1995, SPIEKERMANN 1994; SPECTOR 1994).

Da die Werkstoffverbesserung für die Anwendung von Knochenersatzstoffen in den letzten Jahren eine klinisch relativ günstige Voraussagbarkeit und Therapiesicherheit brachte, werden heute zunehmend Knochenersatzstoffe im Rahmen von intraoperativ entstandenen Defekten im Bereich der Kiefer und des Gesichtsschädels verwendet (BOYNE 1992; FLEMMING et al. 1995; HORCH et al. 1985; SOOST et al. 1998; WETZEL et al. 1995; WILTFANG et al. 1998).

Mögliche Defekte entstehen im Rahmen der chirurgischen Zahnerhaltungstherapie und nach Entfernung von entzündlichen oder raumfordernden Prozessen aus dem Knochen.

Indikationen zur Defektrekonstruktion in der Zahnmedizin:

Zahnärztliche Chirurgie

- a) Defektauffüllung nach Wurzelspitzenresektionen
- b) Zystenfüllung nach Zystektomien
- c) Defektfüllung bei tunnelierenden Knochendefekten oder Perforationen am Alveolarfortsatz
- d) Auffüllung von intraoperativ entstandenen Defekten



Abb. 2: Auffüllung des Knochendefektes mit synthetischem resorbierbarem Knochenersatzmaterial (Cerasorb®).

Parodontologie

Auffüllung marginaler Parodontaltaschen im Rahmen der systematischen Parodontaltherapie
Als Füllstoff (Spacemaker) unter Regenerationsmembranen (GTR – guided tissue regeneration)

Implantologie

Verbesserung und Vorbereitung des Implantatlagers (z.B.: Bone splitting, Fenestrationsabdeckung u.a.)
Spacemaker bei GBR (guided bone regeneration)
Sinusbodenelevation/Sinuslift

Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie

Rekonstruktion großer Kieferdefekte
Kombination mit autologen Transplantaten

Hierbei spielt die Größe des Defektes eine untergeordnete Rolle, vielmehr wird bei der Indikationsstellung eine Erhaltung der anatomisch vorgegebenen Struktur angestrebt und mögliche Auswirkungen auf die Funktion berücksichtigt.

Größere Defekte im Bereich der Kiefer und des Gesichtsschädels, z.B. bei völligem Verlust oder Kontinuitätsunterbrechung von einzelnen Gesichtsschädelknochen nach einer Tumorentfernung, werden auch heute noch überwiegend mit einem mikrovaskulär gestielten autogenen Knochen-Transplantat rekonstruiert. Vom Knochen weitestgehend umgebende Hohlräume, z.B. nach Entfernung großer Zysten, können mit Knochenersatzmaterial oder als Gemisch mit autogenem (spongiösem) Knochen verwendet werden.

Beim Einsatz der Knochenersatzstoffe sind spezifische Reaktionsmöglichkeiten dieser Materialien *in vivo* zu beachten, da teilweise unerwünschte und den Behandlungserfolg gefährdende resorptive Reaktionen und das Entstehen von Granulations- und Narbengewebe auftreten können.

Osteogener Knochenersatz

Der Einsatz vom autogenen oder fremden vorbehandelten – deorganisierten und proteinfreien – Knochen stellt aufgrund der Materialeigenschaften und der Mikrostruktur für den Operateur die sicherste Möglichkeit einer Behandlung von Knochendefekten dar. Die interkonnektierende Mikroporosität und Oberflächenvergrößerung erlaubt ein Einsprossen von kollagenen Fibrillen und vaskulärer Strukturen in dieses Material (BOYNE 1992), das im allgemeinen als eine Zubereitung von Partikeln von der Korngröße von 0,5 bis 3 mm Durchmesser vorliegt.

Die Auffüllung von Knochendefekten bzw. die Augmentation von Knochendefiziten am Alveolarfortsatz mit osteogenen Substituten wird sozusagen als Leitschiene angesehen (osteokonduktiv) und ähnlich wie bei der Anwendung der Membrantechniken ein Anwachsen vom Knochen erwartet (BOYNE 1992; WILTFANG et al. 1998).

Da beim autogenen Knochen-Transplantat die Antigenstruktur identisch mit dem Gewebe am Einsatzort ist und bei im allgemeinen einzeitigen Vorgehen der Knochenentnahme und Transplantation vitales Material einge-

setzt wird, darf die Qualität des autologen Knochens un-
streitig als das beste Material für den Aufbau von ossären
Defekten angesehen werden (AXHAUSEN 1912; FOITZIK
et al. 1996; SPIEKERMANN 1994).

Gewisse Nachteile sind darin zu sehen, daß zur Entnah-
me des autologen Knochens ein zusätzlicher operativer
Eingriff an der Entnahmestelle notwendig und die Aus-
beute oft nicht ausreichend ist.

Allogener und xenogener Knochen stehen als Bankkno-
chenpräparate zur Verfügung.

Diese haben aber aufgrund ihrer biologischen Herkunft
gewisse Unsicherheiten hinsichtlich einer möglichen
Übertragung von Krankheitserregern oder wegen einer
möglichen Sensibilisierung gegen Fremdeiweiße, so daß
in ihrer Anwendung trotz der nahezu ausgeschlossenen
Kontamination oder Krankheitsübertragung zunehmend
Zurückhaltung geübt wird. Umfangreiche forensische
Unsicherheiten im Zusammenhang mit einer rechtlich
wirksamen Aufklärung des Patienten kommen zu der
Problematik der klinischen Anwendung der osteogenen
Knochenersatzstoffe hinzu.

Bewertung der osteogenen Knochenersatzstoffe:

Autogenes Knochentransplantat

Vorteile	Nachteile
Optimale Antigenstruktur	Begrenzt verfügbar
Transplantation vitaler Zellen (Osteoinduktion)	Begrenzt lagerfähig
Leitschiene(n)funktion (Osteokonduktion)	Zur Gewinnung sind zu sätzliche operative Maß- nahmen erforderlich

Allogener Knochen

Vorteile	Nachteile
Lagerung in Knochenbanken	Gefahr der Antigenität
Unbegrenzt verfügbar	Unsichere Wirkung wegen inhomogener Zusammen- setzung
Osteokonduktion	Infektionsübertragung möglich (z.B.: HIV, Hepa- titis)
	Aufklärungs- und Haf- tungsproblematik
	Relativ hohe Kosten

Xenogener Knochen

Vorteile	Nachteile
Unbegrenzt verfügbar	Gefahr der Antigenität
Lagerfähig	Infektionsübertragung nicht auszuschließen (BSE, Prionen, Viren)
Kostengünstig	Aufklärungs- und Haf- tungsproblematik
Osteokonduktion	

Synthetische Knochenersatzstoffe

Die Regeneration von Knochendefekten unter Verwen-
dung von synthetischen bzw. körperfremden Füllungs-
stoffen wird in drei unterschiedliche Möglichkeiten ein-
geteilt, wobei die erste in der Regel bei der chirurgischen
Behandlung angestrebt wird:

1. Resorption und/oder Umbau in vitalen ortständigen
Knochen.
2. Reizlose Integration des Knochenersatzmaterials im
Knochen ohne Abbau (Verbundosteogenese).
3. Bindegewebige Einscheidung (Fremdkörperreaktion)
des Ersatzstoffes (narbige Stabilisierung des knöchern-
en Defektes)

Nicht-resorbierbare Knochenersatzstoffe sind die Hy-
droxylapatitkeramiken (HAK), HTR-Polymere sowie
die Gruppe der Biogläser. Die Form der Integration va-
riiert von einer kompletten Verbundosteogenese bis zu
einer bindegewebigen Abkapselung, wobei die antigene
Reizschwelle äußerst gering ist (FROUM 1996; YUKNA
1990).

Homo- oder heterogenes Knochenmaterial mit und oh-
ne kollagene Anteile zeigt ein größeres osteogenes Po-
tential als synthetisches wenig oder nichtresorbierbares,
wobei durch die materialspezifische Oberflächenver-
größerung und Porosität ein Einsprossen kollagener Fi-
brillen und vaskulärer Strukturen möglich ist (BOYNE
1992). Der Grad der Resorption wird bei den o.g. Mate-
rialien als sehr gering angegeben (CLERGEAU et al. 1996).
In der Phase des physiologischen Remodellings ist die
Überbrückung einzelner Partikel durch den Knochen aus
der Umgebung zu erwarten (ACKERMANN et al. 1994).

Die Tricalciumphosphate unterliegen unterschiedlichen
Resorptions- und Degradationszeiten, so daß die Mög-
lichkeit zur ossären Umwandlung nur im Falle einer aus-
reichend langen Liegedauer gegeben ist.

Diese Eigenschaft ist bei den Tricalciumphosphaten der
 β -Phase besonders günstig ausgeprägt. Demnach ist für
den klinischen Gebrauch der kontrollierbare Einsatz di-
rekt abhängig vom Grad der Phasenreinheit, da das Vor-
liegen unterschiedlicher Phasen Differenzen im Grad der
ossären Umwandlung zur Folge hätte (HEIDE 1973, 1979;
KLEIN et al. 1984).

Die osteokonduktive Wirkung des phasenreinen β -TCP
wird unter anderem durch seine interkonnektierende Po-
renstruktur und seine vollständige Resorbierbarkeit be-
gründet (siehe Abb. 3).

Der überwiegend auf chemischer Löslichkeit beruhende
Abbau des phasenreinen β -TCP führt am Einsatzort und
in der Umgebung zu keinem Zeitpunkt zu zellschädigen-
den oder unphysiologischen pH-Werten.

Die Resorptionsgeschwindigkeit dieses synthetischen
Knochenersatzmaterials verläuft simultan zur Knochen-
neubildung, so daß eine vollständige Regeneration des
Knochens im Bereich des Defektes erwartet werden
kann.

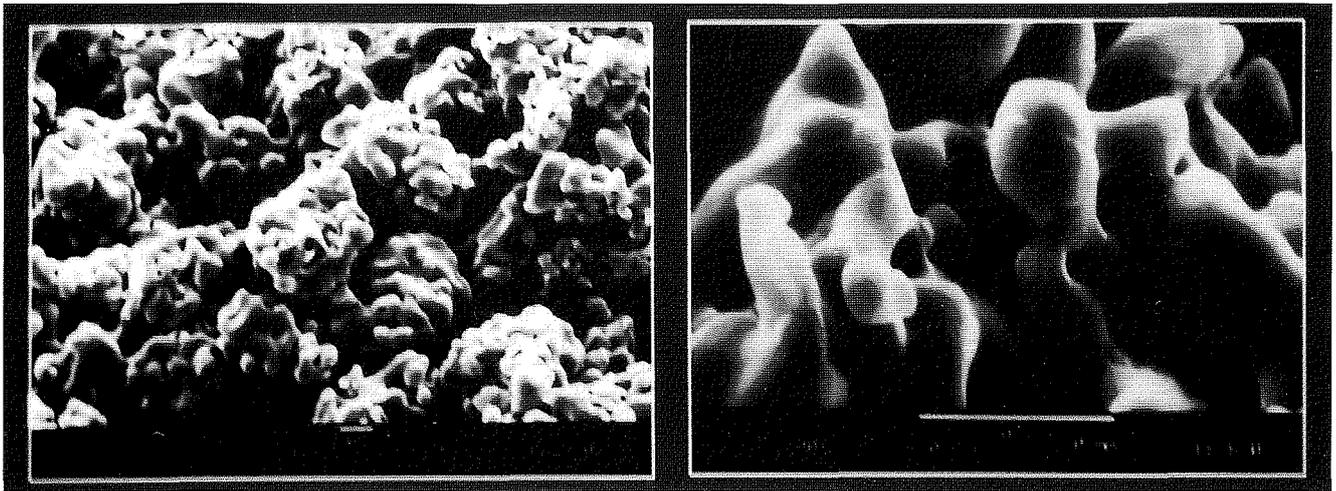


Abb. 3: REM-Aufnahmen vom phasenreinen β -TCP (Cerasorb®), nahezu identische Mikromorphologie wie beim natürlichen Knochen.

Die Kalziumphosphatverbindungen, welche bereits seit annähernd 20 Jahren systematisch als Knochenersatzstoffe klinisch eingesetzt werden, liegen als unterschiedliche chemische Verbindungen und Phasen vor. Ihre unterschiedlichen chemischen und physikalischen Eigenschaften, wie z.B. die Löslichkeit, haben wichtige Auswirkungen auf ihre biologischen Wirkungen am Einsatzort. Die α und β -Phasen des Tricalciumphosphats haben aufgrund ihrer Resorbierbarkeit zunehmend Beachtung als Knochenersatzstoffe gefunden. Auch wenn beide Stoffe chemisch identisch sind, verhalten sie sich im physiologischen Milieu unterschiedlich. Das α -TCP wird sehr langsam resorbiert und ist noch nach Jahren im Knochen nachweisbar, wohingegen die β -Phase des TCP bereits nach 8 bis 12 Monaten vollständig resorbiert und vom natürlichen Knochen ersetzt wird. Die keramischen Phasen des TCP (Hydroxylapatitkeramik) sind chemisch sehr stabil und unterliegen praktisch keiner Resorption. Diese nicht resorbierbaren TCP-Phasen werden entweder reizlos im Knochen integriert oder narbig und granulatiionsbindegewebig eingeschieden. Wegen der letztgenannten biologischen Reaktion wird Hydroxylapatitkeramik heute nur noch in Ausnahmefällen für den Knochenersatz verwendet.

Unterschiedliche TCP und Synonyma:

α - β -Ca ₃ (PO ₄) ₂	Chemische Formel der häufigsten Modifikationen des Tricalciumphosphates
3 CaO × P ₂ O ₅	Oxidformel, keramische Schreibweise
Tricalcium Orthophosphat	Chemischer Name
α -TCP	Hochtemperaturmodifikation des TCP
β -TCP	Tieftemperaturmodifikation des TCP
α - β -Umwandlung TCP-Keramik	Umwandlungstemperatur: 1125° C Durch einen keramischen Brenn-

(HAK)

Whitlockit

Cerasorb®

prozeß synthetisch hergestelltes Material

Mineralname eines natürlich vorkommenden β -TCP (nach seinem Entdecker *Whitlock*)

Registriertes Warenzeichen für phasenreines β -TCP

Erfahrungen und Anforderungen an Knochenersatzmaterialien

Anhand der Erfahrungen in der Anwendung von Knochenersatzmaterialien in der Zahnmedizin und der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie lassen sich unterschiedliche Anforderungen an diese Stoffe ableiten.

Bezüglich seiner biologischen Eigenschaften darf ein Knochenersatzstoff lokal und allgemein keine Gewebeschädigung auslösen. Neben der Biokompatibilität sollte auch eine Biofunktionalität gefordert werden: das eingesetzte Material sollte kein Fremdkörper sein, sondern mit dem Lagergewebe eine funktionelle Einheit bilden, es sollte eine Remodellationsfähigkeit besitzen.

Histomorphologisch sollte regelmäßig eine Osseointegration und eine möglichst hohe Knochenanwachsrates gesichert sein. Im Rahmen der Resorption sollte auch das Ausmaß und die histologisch sichtbare Orientierung der intraossären Kollagenfibrillen als Kriterium herangezogen werden.

Für die klinische Anwendung wird eine einfache Handhabung des Materials, eine ausreichende Formstabilität, Röntgenopazität, Lagerfähigkeit und ein angemessener Preis erwartet.

Anforderungen an Knochenersatzmaterialien:

Biologische Anforderungen

Unschädlichkeit und Biokompatibilität

atoxisch

akanzerogen

nicht antigen
nicht mutagen

Anforderungen für die Reaktion im Lagerknochen
osteokonduktiv und/oder osteoinduktiv
Osseointegration
Histokompatibilität
Funktionelle Einheit mit Lagergewebe
Remodellationsfähigkeit
Vollständiger Ersatz durch Knochen
Ausmaß und Orientierung der intraossären Fibrillen

Klinische Anforderungen

Anforderungen an die Anwendung
Leicht in der Handhabung
Formstabil und mechanisch belastbar
Röntgenopazität
In ausreichender Menge verfügbar
Lagerfähig
Kostengünstig
Günstige Bewertung durch den Patienten
Sicherheit in der Anwendung
Erfolgsvoraussagbarkeit
Akzeptanz und Compliance

Schlußfolgerungen

Das ständig wachsende Indikationsspektrum für den Einsatz alloplastischer Knochenersatzmaterialien erfordert eine exakte Definition des gewünschten Effekts am Implantationslager (JENSEN et al. 1996; SPECTOR 1994; ZITZMANN et al. 1996). Demzufolge fokussiert sich je nach Anwendung diese einerseits auf vollständig resorbierbare Materialien und andererseits auf Produkte, die nicht oder nur sehr begrenzt abgebaut werden (WETZEL et al. 1995). Das bei der Reparation von Knochendefekten am Kiefer und insbesondere in der Parodontaltherapie erwünschte Ziel ist die Regeneration der spezifischen parodontalen Gewebe (SCHENK et al. 1994; GOTTLow et al. 1992 a, 1992b). Dieses Ziel wird erreicht durch das Vorliegen spezifischer Zelltypen, die den Defektbereich besetzen und im Verlauf der Wundheilung originäre Gewebestrukturen bilden (HIATT et al. 1978; LISTGARTEN et al. 1979). Gleichzeitig müssen dabei bindegewebige Zelltypen am Einsprossen in den Defektbereich gehindert werden (CATON et al. 1976).

Durch den Einsatz vom resorbierbaren phasenreinen β -TCP ist es möglich, den Defektbereich aufzufüllen, ohne die Reparaturleistung des Knochens zu stören. Gleichzeitig steht dem Körper ein Substratdepot zur Verfügung, bei dem Ca- und PO_4 -Ionen im physiologischen Verhältnis frei werden, da die langsame Degradation durch hydrolytische Prozesse erfolgt (HEIDE et al. 1973, 1979). Die restliche Resorption wird durch osteoklastische Zellen bewirkt (KLEIN et al. 1984), wobei der Abbau des Kalziums in physiologischen Bahnen verläuft. Durch den vollständigen Ersatz der TCP-Anteile durch körpereigene Strukturen ist dies gewährleistet (KLEIN et al. 1984). Unlösliche Knochenersatzmaterialien hatten im klini-

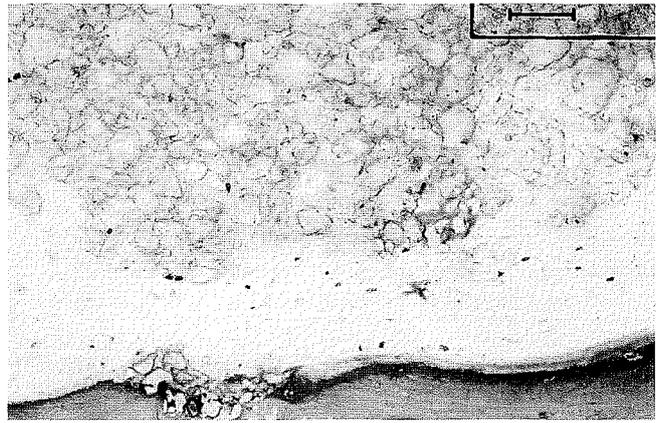


Abb. 4: Reizlose Resorption und Einbau des resorbierbaren phasenreinen β -TCP. Im natürlichen Knochen nach einer Liegedauer von 6 Monaten.

sehen Einsatz überwiegend ungünstige Ergebnisse gezeigt, so daß sie bei zahnmedizinischen Indikationen nur noch selten und in Ausnahmefällen eingesetzt werden. Die Entwicklung bioaktiver Substanzen (z.B.: BMP = bone morphogenic protein) läßt in absehbarer Zukunft eine noch bessere und schnellere Regeneration von ossären Gewebdefekten erwarten.

Kombinationen von resorbierbaren Knochenersatzstoffen und bioaktiven Knochenbildungshormonen stellen für den Operateur aus den bisher gewonnenen Erfahrungen ein optimiertes Knochenersatzmaterial dar, mit dem sowohl die intraoperative Defektfüllung, als auch die Knochenbildung durch bioaktive Stimulation und Ersatz durch Materialresorption möglich sein dürfte.

Zusammenfassung

Die Rekonstruktion von ossären Defekten – sei es aufgrund von traumatischen Einwirkungen oder nach vorangegangenen Erkrankungen oder auch im Rahmen von angeborenen Störungen – ist ein zentrales Problem in den rekonstruktiven medizinischen Fachdisziplinen.

Ferner ist der Beitrag zu den klinischen Therapiemöglichkeiten und die Darstellung zum Entwicklungsstand von möglichen Knochenersatzmaterialien ein besonderer Beitrag zur umfassenden wissenschaftlichen Diskussion über das Knochengewebe innerhalb der osteologischen Wissenschaften.

Innerhalb der Zahnmedizin und insbesondere auf dem Fachgebiet der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie sind Knochendefekte relativ häufig mit den speziellen Krankheitsbildern vergesellschaftet, so daß anhand der Erfahrungen auf diesen medizinischen Fachgebieten eine Übersicht über die klinischen Anwendungen von synthetischen Knochenersatzmaterialien möglich erscheint. In den vergangenen Jahren wurden zahlreiche Behandlungsmethoden zur Rekonstruktion von Knochendefekten eingeführt, wobei die Frage des geeigneten Knochenersatzmaterials stets unter dem Aspekt der reizlosen Integration im Knochen diskutiert wurde.

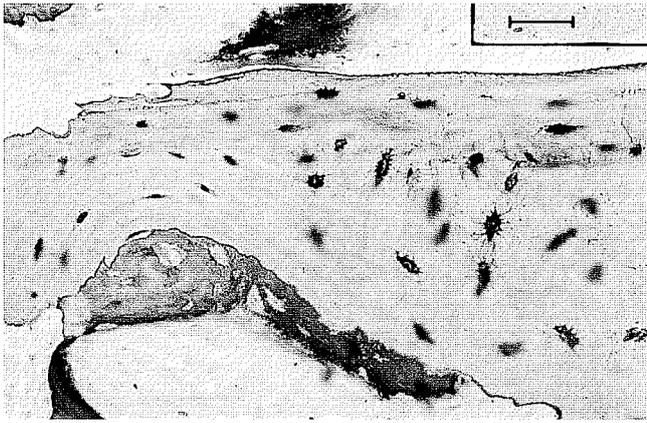


Abb. 5: Vollständige Resorption des synthetischen Knochenersatzmaterials Cerasorb® nach ca. 12monatiger Liegedauer.

Unterschiedliche klinische Indikationen und verschiedene Therapiemöglichkeiten mit synthetischen Knochenersatzstoffen werden dargestellt.

Anschrift des Verfassers:

Dr. Dr. Dr. Christian Foitzik
Nieder-Ramstädter-Str. 18
D-64283 Darmstadt

Literatur

- ACKERMANN, K. L., A. KIRSCH & K. DONATH (1994): Phylogenes, bovines und korallines Hydroxylapatit als Augmentationsmaterial des recessus alveolaris maxillae. *Z. Stomatol.* 91/5: 219–224.
- AXHAUSEN, G. (1912): Über den histologischen Vorgang bei der Transplantation von Gelenkenden. *Archiv der Klin. Chir.* 99: 1–50.
- BEREITER, H., L. A. MELCHER, E. GAUTIER & A. H. HUGGLER (1991): Erfahrungen mit Bio-Oss, einem bovinen Apatit, bei verschiedenen klinischen Indikationsbereichen. *Unfallheilk* 216: 117–121.
- BERNIMOULIN, J. P., H. C. WACHTEL, C. NAPPE & W. HOPFENMÜLLER (1988): Clinical and histological evaluation of porous hydroxylapatite implants in periodontal bony defects. *J. Dent. Res.* 67: 352–358.
- BOYNE, P. J. (1992): Reconstruction of osseous defects in the Maxillofacial Surgery. In: M. B. HABAL & A. H. REDDI, A. H. (Hrsg.): *Bone Grafts & Bone Substitutes*. W. B. Saunders Co., Chapter 27: 291–298.
- CLERGEAU, L. P., M. DANAN, S. CLERGEAU-GUERITHAULT & M. BRION (1996): Healing response to Anorganic Bone implantation in periodontal intrabony defects in dogs. Part I. Bone Regeneration. A microradiographic study. *J. Periodontol.* 67: 140–149.
- CATON, J. G. & H. ZANDER (1976): Osseous repair of an infrabony pocket without new attachment of connective tissue. *J. Clin. Periodontol.* 3: 54–58.
- FATH, S., H. C. WACHTEL & J. P. BERNIMOULIN (1993): Behandlung vertikaler parodontaler Knochendefekte mit der Membrantechnik und Hydroxylapatit. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 48: 250–253.
- FLEMMING, T. F., B. EHMKE, N. KÜBLER, K. BOLZ, J. REUTHER & B. KLAIBER (1995): Implantation von autolyisiertem, Antigen-extrahiertem, allogenen Knochen zur Rekonstruktion vertikaler Alveolarknochendefekte. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 50: 395–399.
- FOITZIK, C. & K. VIETOR (1996): Knochenentnahme am Tibiakopf zur Defektauffüllung oder autologen Transplantation. *Dtsch. Z. Mund Kiefer Gesichts-Chir.* 20: 110–113.
- FROUM, S. J. (1996): Human histologic evaluation of HTR polymer and freeze-dried bone allograft. *J. Clin. Periodontol.* 23: 615–620.
- GOTTLow, J., S. NYMAN & T. KARRING (1992a): Maintenance of new attachment gained through guided tissue regeneration. *J. Clin. Periodontol.* 19: 315–317.
- GOTTLow, J., S. NYMAN, L. LAURELL, H. FALK, J. FORNELL & G. JOHARD (1992b): Clinical result of GTR therapy using a bioabsorbable device (Guidor). *J. Dent. Res.* 71 (special issue): 1537–1538.
- HEIDE, H., E. KARBE, H. G. KLING, R. KÖNIG, K. KÖSTER & H. KRAMER (1973): Entwicklung und tierexperimentelle Untersuchungen von implantierbaren, porösen keramischen Werkstoffen; zwei Teilberichte für das Bundesministerium für Forschung und Technologie, Bonn, Referat III B 3; 7/12.
- HEIDE, H., H. EHARD, A. KLIMMEK, K. KÖSTER-LÖSCHE, W. KRIEGER & J. KUBICEK (1979): Bioaktive Endoprothesenoberflächen, Teil 2: Erste tiermedizinische und klinische Erfahrungen mit CaP-Keramik. Bericht für das Bundesministerium für Forschung und Technologie; Bonn-AZ:01 VG 146-AK/NT/MT-267, 12/1979.
- HIATT, W. H., R. G. SCHALLHORN & A. J. AARONIAN (1978): The induction of new bone and cementum formation. IV. Microscopic examination of the periodontium following human bone and marrow allograft, autograft and nongraft periodontal regenerative procedures. *J. Periodontol.* 49: 495–512.
- HORCH, H. H. & B. STEEGMANN (1985): Erfahrungen mit dem resorbierbaren TCP-Keramikgranulat zur Füllung größerer Knochendefekte nach Zystektomie im Kieferbereich. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 40: 672–677.
- JENSEN, S. S., M. AABOE, E. M. PINHOLT, E. HJORTING-HANSEN, F. MELSEN & I. E. RUYTER (1996): Tissue reaction and material characteristics of four bone substitutes. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants* 11: 55–66.
- KENNEY, E. B., V. LEKOVIC & J. ELBAZ (1988): The use of porous hydroxylapatite implant in periodontal defects. II. Treatment of class II furcation lesions in lower molars. *J. Periodontol.* 59: 67–72.
- KENNEY, E. B., V. LEKOVIC, T. HAN, F. A. CARRANZA & B. DIMITRIJEVIC (1985): The use of porous hydroxylapatite implant in periodontal defects. I. Clinical results after six months. *J. Periodontol.* 56: 82–88.
- KLEIN, C. P. A. T., A. A. DRIESSEN & K. DE GROOT (1984): Relationship between the degradation behaviour of calcium phosphate ceramics and their physical-chemical characteristics and ultrastructural geometry. *Biomaterials* 5: 157–160.
- KREKELER, G., C. TEN BRUGGENKATE & H. S. OOSTERBEEK (1993): Verbesserung des Implantatbettes durch Augmentation mit autologem Knochen. *Z. Zahnärztl. Implantol.* 9: 231–236.
- LINDHE, J., E. WESTFELD, S. NYMAN, S. S. SOCRANSKY & A. D. HAJFAJEE (1984): Long-term effect of surgical/non-surgical

- treatment of periodontal disease. *J. Clin. Periodontol.* 11: 448–458.
- LISTGARTEN, M. A. & M. M. ROSENBERG (1979): Histological study of repair following new attachment procedures in human periodontal lesions. *J. Periodontol.* 50: 336–344.
- SCHENK, G. & T. F. FLEMMING (1994): Methoden und Ergebnisse der rekonstruktiven Parodontalchirurgie. *Parodontologie* 1: 7–19.
- SOOST, F., B. REIBHAUER, A. HERRMANN & H.-J. NEUMANN (1998): Natürliches korallines Kalziumkarbonat als alternativer Ersatz bei knöchernen Defekten des Schädels. *Dtsch. z. Mund Kiefer Gesichts-Chir.* 2, 96–100.
- SPECTOR, M. (1994): Anorganic bovine bone and ceramic analogs of bone mineral as implants to facilitate bone regeneration. *Clin. Plast. Surg.* 12: 437–444.
- SPIEKERMANN, H. (1994): Implantologie. In: H. RATEITSCHAK (Hrsg.): *Farbatlanten der Zahnmedizin*. Thieme, Stuttgart.
- WACHTEL, H. C., J. P. BERNIMOULIN & V. M. LEKOVIC (1990): Die Behandlung parodontaler Knochentaschen mit alloplastischen Materialien. *Parodontologie* 1: 69–84.
- WETZEL, A. C., H. STICH & R. G. CAFFESSE (1995): Bone apposition onto oral implants in the sinus area filled with different grafting materials. A histological study in beagle dogs. *Clin. Oral Impl. Res.* 6: 155–163.
- WILTFANG, J. & H.-A. MERTEN (1998): Glaskeramik als Knochenersatzmaterial im Vergleich zur biologisch abbaufähigen Kunststofftamponade aus α -Hydroxysäure. *Z. Zahnärztl. Implantol.* 14, 107–111.
- YUKNA, R. (1990): HTR Polymer grafts in human periodontal osseous defects. I. 6-months clinical results. *J. Periodontol.* 61: 633–642.
- ZITZMANN, N., R. NAEF & P. SCHÄRER (1996): Gesteuerte Knochenregeneration und Augmentation in der Implantatchirurgie mit Bio-Oss und Membrantechnik. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 6:124–127